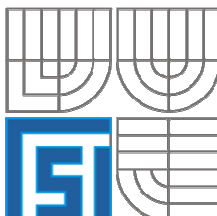


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

**FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## **DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA DOLNÍ ČELISTI SE ZUBNÍM IMPLANTÁTEM MTI**

**STRESS – STRAIN ANALYSIS OF JAW WITH TOOTH IMPLANT TYPE MTI**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

DIPLOMA THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**HELENA PETRLÍKOVÁ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.**

BRNO 2008

## **Abstrakt**

Tato práce je zaměřena na deformačně napěťovou analýzu čelisti s aplikovaným žiletkovým zubním implantátem firmy MTI\*. V jejím úvodu je provedena rešeršní studie dostupné literatury. Řešení deformace a napjatosti soustavy je provedeno na základě výpočtového modelování MKP. V práci je detailně popsána tvorba výpočtového modelu. Model geometrie soustavy byl vytvořen v programovém prostředí SolidWorks. Diskretizace, model vazeb a zatížení, včetně vlastního řešení bylo provedeno v programovém systému ANSYS Workbench. Na základě řešení různých zátěžných stavů, které jsou v práci prezentovány, je provedena deformačně napěťová analýza pro dva žiletkové implantáty firmy MTI.

MTI – firma Martikán

## **Abstrakt**

This diploma work is oriented on the deformation and load stress analysis of the jaw-bone with the razor-blade dental implant of the company MTI. There is a literature search on this theme in the beginning of this work. Deformation and tenseness of the system is done by computerized method FEM. There is detailed description of creating the computational model in this work. The geometry model of the system was created in the 3D CAD design software SolidWorks. Discretization, model of constraints and load sets including own solution was created in the ANSYS Workbench. On the basis of solutions with different load sets, which are presented in this work, is created a deformation and load stress analysis for two razor-blade implant of company MTI.

MTI – company Martikán

## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že tuto diplomovou práci jsem vypracovala samostatně pod odborným vedením vedoucího diplomové práce s využitím zmíněné literatury.

Brno 2008

.....

## **PODĚKOVÁNÍ**

Tímto bych chtěla poděkovat mému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Floriánovi CSc. Především za jeho ochotu, trpělivost, čas, neocenitelné rady a připomínky při psaní této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat mým kolegům ze školy za drobné postřehy týkající se řešení daného problému. Největší poděkování patří mým rodičům, kteří mě podporovali v průběhu celého studia.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Zubní implantáty, spodní čelist, mandibula, deformační a napětová analýza, metoda konečných prvků.

## **KEY WORDS**

Dental Implants, Jaw, Mandible, Stress-Strain Analysis, Finite Element Method

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

PETRLÍKOVÁ H. *Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem MTI*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 82 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

## Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>13</b>
1.1	HISTORIE .....	14
1.2	ZAČÁTKY IMPLANTOLOGIE U NÁS.....	15
<b>2</b>	<b>POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....</b>	<b>16</b>
<b>3</b>	<b>FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ .....</b>	<b>17</b>
<b>4</b>	<b>ANALÝZA METODY ŘEŠENÍ .....</b>	<b>18</b>
<b>5</b>	<b>REŠERŠE LITERATURY .....</b>	<b>19</b>
<b>6</b>	<b>VYTVOŘENÍ SYSTÉMU NA OBJEKTU .....</b>	<b>22</b>
<b>7</b>	<b>ZÁKLADNÍ ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉ ÚLOHY.....</b>	<b>23</b>
7.1	ZÁKLADNÍ ROZDĚLENÍ ANATOMIE LEBKY.....	24
7.1.1	<i>Dolní čelist ( mandibula).....</i>	<i>26</i>
7.1.2	<i>Kloub čelistní (articulatio temporomandibularis).....</i>	<i>29</i>
7.1.3	<i>Žvýkácí svaly.....</i>	<i>30</i>
7.1.4	<i>Základní pohyby dolní čelisti.....</i>	<i>31</i>
7.1.5	<i>Rozdělení a stavba kostí .....</i>	<i>32</i>
7.1.6	<i>Hustota kosti a její klasifikace.....</i>	<i>33</i>
7.1.7	<i>Kvantita kosti a její klasifikace.....</i>	<i>35</i>
7.1.8	<i>Řídnutí kostí osteoporóza .....</i>	<i>35</i>
7.2	POPIS ŽILETKOVÉHO IMPLANTÁTU MTI.....	36
<b>8</b>	<b>TVORBA MODELU A ŘEŠENÍ.....</b>	<b>38</b>
8.1	VSTUPNÍ ÚDAJE O GEOMETRII .....	38
8.2	VSTUPNÍ ÚDAJE O VAZBÁCH .....	38
8.3	VSTUPNÍ ÚDAJE O MATERIÁLU .....	39
8.3.1	<i>Model materiálu kosti.....</i>	<i>39</i>
8.3.2	<i>Model materiálu implantátu.....</i>	<i>40</i>
8.4	VSTUPNÍ ÚDAJE O ZATÍŽENÍ .....	41

<b>9</b>	<b>TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU .....</b>	<b>43</b>
9.1	MODEL GEOMETRIE .....	43
9.1.1	<i>Model geometrie dentálního čepelkového implantátu MTI.....</i>	<i>43</i>
9.1.2	<i>Model geometrie dolní čelisti .....</i>	<i>44</i>
9.2	KONEČNOPRVKOVÝ MODEL.....	48
9.2.1	<i>Diskretizace dílčích modelů výpočtového modelu.....</i>	<i>50</i>
9.3	MODEL VAZEB .....	52
9.4	MODEL ZATÍŽENÍ .....	54
9.5	MODEL MATERIÁLU .....	54
9.6	REALIZACE VÝPOČTU .....	55
9.7	NASTAVENÍ ŘEŠIČE VÝPOČTOVÉHO SYSTÉMU ANSYS.....	55
<b>10</b>	<b>PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>56</b>
10.1	CITLIVOSTNÍ ANALÝZA.....	56
10.2	VLIV MODULU PRUŽNOSTI SPONGIÓZNÍ KOSTI A ZATÍŽENÍ DOLNÍ ČELISTI NA HLAVNÍ NAPĚTÍ S 1 A S 3 .....	61
10.3	VLIV MODULU PRUŽNOSTI SPONGIÓZY A ZATÍŽENÍ IMPLANTÁTU NA POSUVY SPONGIÓZY ÚZ.....	71
10.4	POSUVY KORTIKÁLNÍ KOSTI.....	74
10.5	REDUKOVANÉ NAPĚTÍ IMPLANTÁTU .....	75
10.6	POSUVY HORNÍ PLOCHY IMPLANTÁTU .....	78
10.7	KONSTRUKČNÍ ÚPRAVA KRČKU IMPLANTÁTU .....	79
<b>11</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>81</b>
<b>12</b>	<b>POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>82</b>



## 1 ÚVOD

K součásti kvalitního života neodmyslitelně patří funkční a estetický chrup. Ke ztrátě zubů může dojít z mnoha důvodů. Následkem úrazu, zuby byly poškozeny kazem a musely být vytrženy, onemocněním parodontózou, nebo zuby začnou samovolně vypadávat věkem. Nabízí se moderní náhrada chybějících zubů - implantáty. Implantáty dokáží plně obnovit funkci chrupu a řeší současně psychické i společenské problémy pacientů. „Nové zuby“ nejen dobře vypadají, ale navracejí i radost z jídla a mluvení.

Úspěšné nahrazení chybějícího zubu dentálním implantátem patří mezi nesložitější problémy zubní chirurgie. Množství implantátů, které jsou dnes dostupné na trhu, převyšuje číslo 70. Z tohoto počtu je jen sedm hlavních typů.

- Astra Tech Dental Implantat Systém – Astra Tech AB, Molndal, Sweden
- Bränemark Systém – Nabelpharma AB, Goteborg, Sweden
- Core – Vent (Spectra) systém – Dentsply / Implantat Division, California, USA
- IMZ Systém – Fiatec AG, Mannheim, Germany
- Integral Systém – Calcitec Inc, California, USA
- ITM Implantat Systém – Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland
- Steri – Oss Systém – Steri – Oss Inc, Anaheim, California, USA

Většina laické veřejnosti ví, že chybějící zub se dá nahradit tzv. můstkem. Při tom se musí obrousit s mezerou sousedící zuby (mnohdy i zdravé, bez výplní). Obroušení zubu s sebou nese rizika a možné komplikace v budoucnosti, nehledě na to, že můstek (jako ostatně žádná věc) nemůže sloužit věčně. Implantát je velmi vhodnou volbou při náhradě jednoho zubu, bez nutnosti brousit sousední zuby.

Jejich pomocí lze řešit zaplnění mezer, velkých i malých, ale i doplnění zkráceného zubního oblouku. Obnova chrupu implantáty se doporučuje i lidem zcela bezzubým. Zvýšení vlastního sebevědomí, celkové zkvalitnění života pacienta i s provedeným ošetřením je velmi dobře dokumentováno v řadě odborných prací.

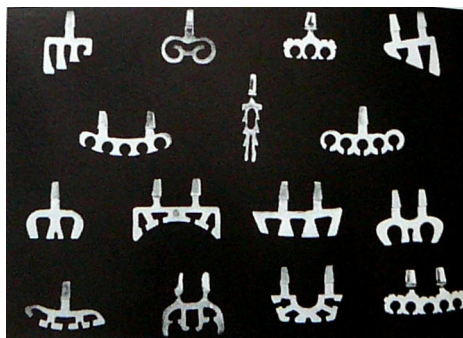
O konkrétním řešení vždy rozhoduje lékař na základě celkového zdravotního stavu pacienta. Pacienti se stabilizovaným kardiovaskulárním onemocněním musí být tedy připraveni na tento druh výkonu jako na každý menší chirurgický zákrok. Vyšší věk není kontraindikací výkonu, zohledňuje se však psychický a fyzický stav pacienta.

## 1.1 Historie

O dentální implantologii začínáme mluvit až od novověku. Její vznik byl podmíněn rozvojem přírodních věd v 18. a 19. století. Za průkopníka implantologie byl považován Magiolo (1809) a v 19. století jej následovalo několik dalších lékařů. Implantáty vyráběli ze zlata, slonoviny, porcelánu a kaučuku.

Mezi nejslavnější implantology patří Leonard I. Linkow (1967) obr.1.1, který voperoval první titanový čepelkový implantát, po krátké době získává velkou reklamu, při níž se však zapomíná na jeho nedostatky, zejména v oblasti životnosti a indikací.

Bränemark (1958) zkoušel šroubové implantáty z čistého titanu nejprve na psech a poté je použil i v klinické praxi. Bränemarkovy implantáty jsou stále nejslavnější, nejrozšířenější a samozřejmě i jedny z nejdražších implantátů.



Obr. 1.1. Historické typy čepelkových implantátů (Linkow, Chercheve 1970)

## 1.2 Začátky implantologie u nás

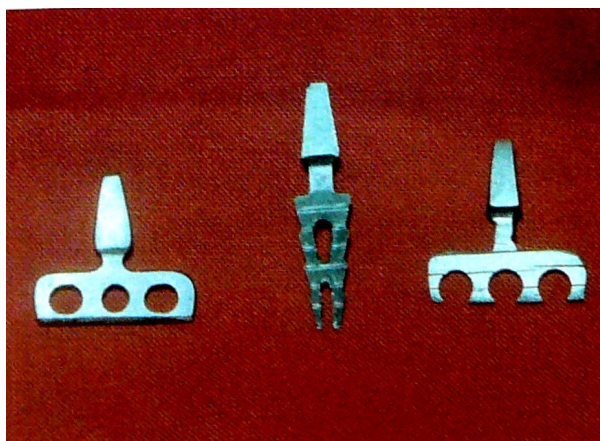
Začátky české dentální implantologie byly obtížné. Datují se od konce první poloviny padesátých let dvacátého století. Stomatologické vedení tehdejší Československé republiky, představované hlavním stomatologem Kubínem. Svůj negativní postoj k dentální implantologii zdůvodňoval názorem, že jde o nebiologickou metodu spojenou s řadou problémů. Přesto se i potají zavedla řada dentálních implantátů.

V sedmdesátých letech na I.stomatologické klinice v Brně byli inspirováni Bílý s Jemelkou pracemi Likowowa a Chercheva. V Závodech Julia Fučíka v Chomutově si nechali zhotovit mechanickou obráběcí techniku, kde vyrobili přes třicet kusů čepelkových implantátů z nerezavějící oceli AKV ultra 3. Ocel volili proto, že titan nebyl dostupný. Před aplikací prvních implantátů pacientům nacvičovali operační techniku na prasečí lebce a později na živých prasatech. Po vyčerpání zásob ocelových implantátů byli nuceni hledat jiný materiál. S pracovníky katedry slévárenství VUT v Brně v roce 1974 použili levnější a technicky jednodušší přípravu implantátů vakuovou licí technikou z Inertia obr.1.2. V podstatě šlo o chromkobaltmolybdenovou slitinu, kterou také používali brněnští ortopedi pro kyčelní endoprotézy.

Začátkem osmdesátých let, kdy se titan stává dostupnějším, se objevily titanové čepelkové implantáty z Chirany Praha. Firma Chirana Nové Město na Moravě začíná vyrábět titanové čepelkové implantáty novou razící technologií obr.1.3.



Obr.1.2.Odlitek čepelkového implantátu z Inertia



Obr.1.3.Titanové implantáty vyrobené Chiranou Nové Město na Moravě

## 2 Popis problémové situace

Ztráta jednoho či více zubů neznamená dnes nutně nutnost nosit snímatelnou náhradu nebo obrousit okolní zuby a zhotovit zubní můstek. Řešení ztráty zubu může nabídnout dentální implantologie. Má však své limity.

Jsou také situace, kdy při ztrátě více jak jednoho zubu, případně ztráty zubů na konci zubního oblouku (tzv. zkrácený zubní oblouk nebo velká mezera), není možné k rehabilitaci pacienta použít pevně zakotvenou zubní náhradu (můstek) a pacient se musí smířit se snímatelnou protézou („na noc do skleničky“). Zvláště dámy tento fakt mohou nést velmi nelibě. Při použití implantátů můžeme takový defekt nahradit několika implantáty, nebo implantáty spojenými mezi sebou můstkem, anebo implantátem spojeným s vlastním zubem pacienta pomocí můstku.

Čepelkové implantáty se používají k uložení můstku v kombinaci s vlastními zuby. Tyto implantáty nemohou být téměř nikdy samostatně. Jejich výhoda je v malé náročnosti na množství kosti potřebné k implantaci. Jestliže kostní tkáň není v místě kontaktu s dentálním implantátem zatěžována, může nastat atrofie kostní tkáně nebo naopak v důsledku přetížení může docházet k jejímu odumírání. Tyto vlivy mohou vést k uvolnění zubního implantátu.

Náhrada zubu implantátem představuje komplexní problém. Jedná se především o problém klinický, který zahrnuje dílčí problémy které jsou: samotný výkon operace, biochemické, biofyzikální a v neposlední řadě biomechanické.

Biomechanické problémy spojené s implantáty mohou být například kvalita povrchu implantátu, jejich postupná oseointegrace, způsob zavedení, tuhost, napětí v krčku a v okolí kosti implantátu. Základní funkcí žvýkací soustavy je oddělování a rozmělnění stravy. Při této činnosti jsou zuby a okolní tkáň významně mechanicky namáhané. Charakter a úroveň namáhání významně ovlivňuje funkci a spolehlivost implantátů. K posouzení namáhání je nutné provést deformačně-napětíovou analýzu, která pro takto složitou soustavu představuje řadu dílčích problémů.

### 3 Formulace problému a cíle řešení

Z analýzy problémové situace vyplývá, že namáhání dentálního implantátu a okolních tkání významně ovlivňuje funkci a spolehlivost zubních implantátů a možnost jejich selhání. Mechanické poměry v dentálním implantátu významně ovlivňují možnost výskytu selhání.

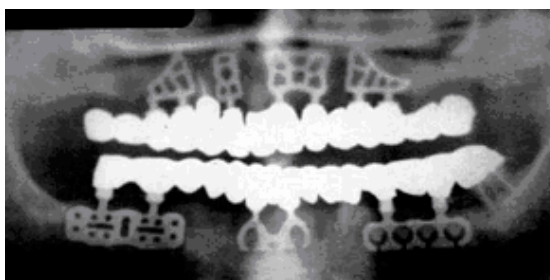
Při deformačně napěťové analýze zubních implantátů s okolní tkání je třeba vyřešit řadu dílčích problémů.

Cílem předložené diplomové práce

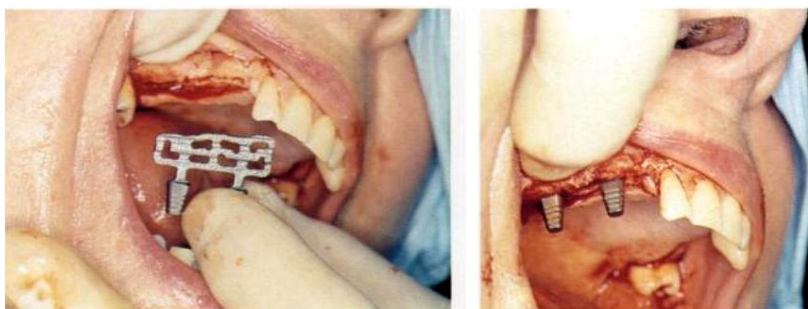
---

*Deformační napěťová analýza části dolní čelisti se zubním implantátem MTI, zahrnující vliv koncentrace napětí v místě styku hran dentálního implantátu a kostí tkáně.*

---



Obr. 3.1 Rentgenový snímek



Obr. 3.2 Zavedení čepelkového dentálního implantátu

## 4 Analýza metody řešení

Řešení problému je možné provést několika způsoby:

- Podobnostní modelování

Je založeno na využití základního zákona podobnostního modelování (existenci invariantů podobnosti). Modelovým objektem je materiálový objekt, který má s reálným objektem podobnou geometrii, materiál i strukturu. Děje v něm probíhající mají stejnou fyzikální podstatu jako v reálném objektu. Oba objekty musí mít stejná podobnostní čísla.

- Analogové modelování

Tento způsob problému je charakterizován materiálovými a strukturními odlišnostmi reálného objektu a modelového. Fyzikální procesy probíhající v obou objektech mají rozdílnou fyzikální podstatu, ale stejný matematický popis.

- Experimentální modelování

Modelovým objektem je materiální model, na němž se realizuje experiment s cílem určit neznámé veličiny. Experimentální modelování je charakteristické tím, že reálné a modelové objekty jsou totožné.

- Výpočtové modelování

Výpočtové modelování je charakteristické tím, že podstatné prvky jsou popsány veličinami a vztahy mezi nimi jsou vyjádřeny matematicky. Hodnoty veličin jsou určeny výpočtovým řešením matematicky popsaných vztahů.

Jednotlivé způsoby řešení vyžadují určité vybavení praxí v jejich používání a jsou vhodné pro určité typy problémů. Na základě analýzy uvedených faktorů, nejvhodnějším způsobem pro řešení formulovaného problému, je výpočtové modelování. Nelze uskutečnit experimentální, podobnostní nebo analogové modelování. Nejvhodnějším způsobem pro řešení problému vzhledem k dostupnému vybavení je výpočtové modelování. Výpočtové modelování lze realizovat analytickými metodami, numerickými, příp. metody umělé inteligence.

Problém bude řešen numericky, metodou konečných prvků (MKP). K řešení problému byl zvolen výpočtový systém ANSYS Workbench, jehož studijní verze je přístupná na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB).

## 5 Rešerše literatury

Samostatně zde bude popsána literatura zabývající se materiálovými charakteristikami dolní čelisti a zatížení dentálního implantátu.

Rešerše zaměřené na velikost žvýkacích sil

- *Experimentální verifikace sil mezi zuby při kousání a žvýkání mužů*

*Experimental verification of forces between tooth during biting and chaewing of men*

*Petrtyl M., Máca I., 2001 ČVUT Praha*

<http://www.umd.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2001/Petrtyl.pdf>

Práce se zabývá stanovením sil mezi zuby při žvýkání a kousání mužů ve věku 20-26 let. Silové účinky byly snímány speciálními senzorovými snímači a elektronickým zařízením VAPE 2000 vkládanými mezi zuby při velmi malé elevaci čelistí do 5 mm.

- *Resorpce kosti u krčku implantátu v porovnání s matematickými modely.*

*Stability of Bone Bed Crest of Loaded Implant –Comparison with Finite Element Models*

*Autor: Lucie Himmlová, Tomáš Goldmann, Alois Kácovský, ČVUT v Praze (2005)*

<http://bulletin-am.fsid.cvut.cz/index.php/vam/article/view/36/22>

Studie je zaměřena na porovnávání stability okraje kostního lužka implantátu v závislosti na tvaru, velikosti a sklonu nitrokostní části implantátu a na druhu nesené protetické práce. U sledovaných implantátů byly každých šest měsíců zhotoveny RTG snímky. Z nich byl sestaven profil implantátu a určena jeho stabilita.

- *Pevnostní výpočet nitrokostních dentálních implantátů*

*Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., MUDr. Lucie Himmlová, CSc., Ing. Alois Kácovský*

<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-nitrokostnich-dentalnich-implantatu>

V této práci byly vyřešeny numerické MKP modely nitrokostních dentálních implantátů výrobce LASAK s.r.o. Byly modelovány dva tvarově rozdílné implantáty (válcový a šroubový). Pro každý z těchto implantátů byly navíc modelovány tři varianty podle povrchové úpravy, a to varianta povlakovaného implantátu s bioaktivním povrchem, varianta nepovlakovaného implantátu s bioinertním povrchem a varianta neoseointegrovaného implantátu.



Rešerše zaměřené na mechanické vlastnosti kosti

- *Comparative study of 12 thread shapes of dental implant designs: a three – dimensional finite element analysis*

Liang Kong<sup>1</sup>, Baolin Liu, Dehua Li, Yingliang Song, Aijun Zhang, Faning Dang, Xinqiang Qin, Jin Yang, China, 2006

<http://www.worldacademicunion.com/journal/1746-7233WJMS/WJMSvol2no2paper7.pdf>

Cílem této studie bylo porovnat napětí ve spongiózní i v kortikální kosti čelisti, při zavedení válcového implantátu se zavity. Analýza byla provedena pro jednotlivá zatížení ve výpočtovém programu ANSYS Workbench.

- *A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model ,Tokyo, Japan T. Sugiura, K. Horiuchi, M. Sugimura<sup>1</sup>, S. Tsutsumi 2005*

<http://www.kjm.keio.ac.jp/past/55/1/1.pdf>

Účel této studie je určit nejvíce stabilní ustálenou metodu na mandibulární sponu zlomeniny. Porovnávají se zde mechanické charakteristické rysy modelů fixovaných v různých pozicích s různými množstvím štítků. Zlomeniny byly vygenerované v 3- rozměrových konečno prvkových modelech. Modely byly upevněny jednotlivými paralelní dvojíty, nebo kolmý dvojíty plátkami. A zatíženy kolmo silou 300 N.

- *Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate T. Sugiura, K. Horiuchi, M. Sugimura<sup>1</sup>, S. Tsutsumi<sup>2</sup>*

<http://www.ismni.org/jmni/pdf/2/sugiura.pdf>

Účel této studie je vyšetřovat kritické mezní napětí způsobující vstřebávání kostní tkáně ohodnocené z napěťového měření v živém organismu, porovnání různých modelů vytvořené pomocí metody konečných prvků. V této studii byly použity plátky pro mandibulární zlomeniny. Na kterých byly postupně měřeny rázy.

- *Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three – dimensional finite element analysis 2002*

<http://ejo.oxfordjournals.org/cgi/reprint/24/1/21.pdf>



Cíl této studie bylo vyšetřovat složky napětí týkající se zubní blány (PDM), kdy byla vystavená příčný a svislým zatížením 1 N. A další cíl byl určit kvantitativně změnu napětí v přítomnosti měnící se ztráty dásňové kosti. Výsledky ukázaly zvětšení napětí při ztrátě kosti, pod stejným zatížením ve srovnání se zdravou kostí. Sklápěcí pohyby měly za následek zvětšenou úroveň stresu v krčním kraji PDM ve všech odběrech a ve všech stupních dásňové ztráty kosti.

- *Anchorage Effect of Osseointegrated vs Nonosseointegrated Palatal Implants*

Fengshan Chen, Kazuto Terada, Kooji Hanada, Isao Saito, 2005

<http://www.angle.org/anglonline/?request=get-document&issn=0003-3219&volume=076&issue=04&page=0660>

Patrové implantáty mohou být užívány s obloukem (TPA) spojeným s druhým třenovým zubem k tomu, aby poskytoval kotviště. Účelem této studie byla srovnávat kotevní efekty oseointegrovaného implantátu (OPI) s neoseointegrovaným patrovým implantátem (NOPI). Analýza provedená pomocí metody konečných prvků.

- *Anchorage Effect of Various Shape Palatal Osseointegrated Implants: A Finite Element Study* Fengshan Chen, Kazuto Terada; Kooji Handa 2004

<http://www.angle.org/anglonline/?request=get-document&issn=0003-3219&volume=075&issue=03&page=0378#i0003-3219-075-03-0378-t02>

Účel této studie byla srovnávat kotevní efekty implantátů a jejich oseointegrace. Řešení je provedeno pomocí metody konečných prvků. Byly vyšetřovány tři druhy šroubových implantátů.

- *Effect of dental implant length and one quality on biomechanical responses in bone around implants: A 3-D non-linear finite element analysis* 2005

Chun-li Lini, Yu-Chan Kuo, Ting-Sheng Lin, Taiwan

<http://bme.ntu.edu.tw/abc/17.1/17-1-7.pdf>

Cílem této studie bylo ohodnotit vliv na délku a kvalitu kosti z biomechanického hlediska v dásňové kosti. Dentální implantát je řešen pomocí metody konečných prvků. Axiální a postranní (bukolinguální) zatížení byla aplikovaná na vrcholu, aby simulovala okluzní síly. Výsledky indikovaly, že maximální hodnoty napětí kortikální a spongiózní kosti se zvýšily při nižší hustotě kostí.

## 6 Vytvoření systému na objektu

(Podstatných prvků a vztahů, z hlediska řešeného problému)

K vyřešení daného problému, je nutné vytvořit model - systém na objektu z hlediska řešeného problému (podstatné prvky a vztahy mezi nimi). Opomenutí byť jen jediné podstatné skutečnosti může vést k zavádějícím závěrům. Tím, že vědomě vytvoříme systém prvků a vztahů, redukuje opomenutí něčeho podstatného. Problém je formulován tak, že je dán počáteční nezatížený stav objektu, jeho struktura a působení (zatížení) na objekt. Cílem řešení problému je určení následků od zadaného působení na objekt (zatížení - příčiny). Takový problém označujeme (pojmenováváme) přímý problém. Podstatné prvky a vztahy jsou při výpočtovém modelování popsány veličinami.

Stanovení vstupních veličin:

Objektem rozumíme vše co je předmětem zájmu subjektu – **objektové veličiny** jsou všechny veličiny spojené s objektem. Z hlediska řešení mechanických problémů se dělí na

- geometrické
- materiálové
- vazbové
- zatížení (aktivační)

**Vazbové veličiny** – vazbové veličiny popisují podstatné vazby řešeného objektu s jeho okolím a na nich probíhající interakce.

**Aktivační veličiny** – aktivační procesy v oblasti pružnosti a pevnosti jsou procesy, které vyvolávají v tělese deformaci a napjatost. Tyto procesy mají charakter mechanické interakce tělesa s okolím, nebo jsou to procesy uvnitř tělesa s dříve vymezeným účinkem. Tyto procesy jsme v PP I nazývali zatížením tělesa. Veličiny, kterými tyto procesy popisujeme nazýváme aktivačními veličinami.

Závislé veličiny

- Posuvy
- Napětí
- Kontaktní tlaky ve stykových plochách

## 7 Základní anatomie z hlediska řešení úlohy

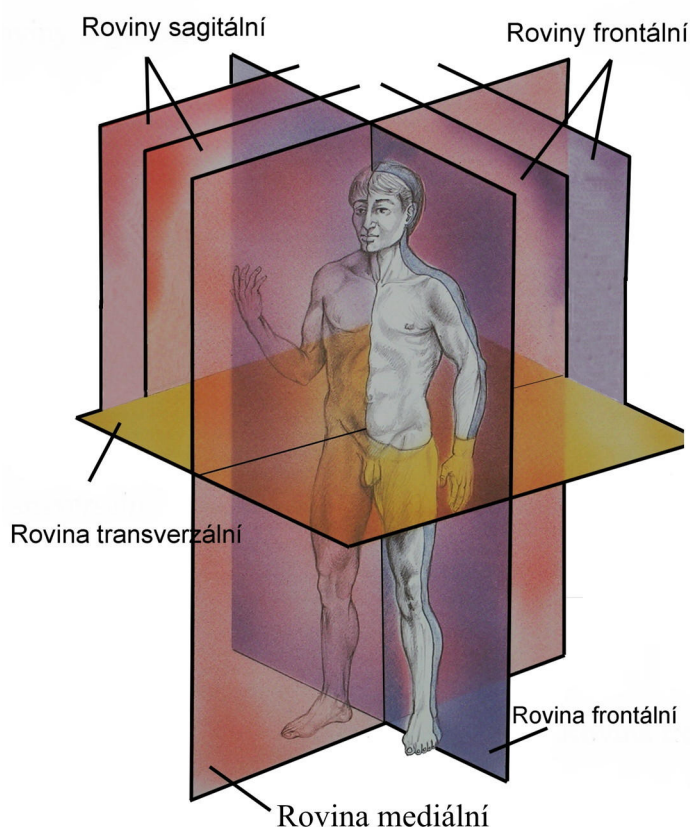
Pro popis řešené soustavy a jejich prvků je uvedeno základní anatomické názvosloví a základní anatomické poznatky související s řešeným problémem. Funkce a pohyby dolní čelisti jsou zde popsány pomocí žvýkacích svalů, které se na mandibulu upínají.

Pro jednoznačnost se při popisu používají tyto roviny a směry:

### Základní roviny:

- mediální – prochází předozadně přesným středem těla a rozděluje jej na dvě stejné poloviny
- sagitální – je rovina rovnoběžná s rovinou mediální
- frontální – je rovna kolmá na roviny mediální a sagitální rovnoběžná s čelní kostí a hrudníkem
- transversální – je rovina kolmá na všechny roviny předchozí.

V základní anatomické poloze je to rovina horizontální.



Obr. 7.1. Základní roviny a směry

### Základní směry:

#### *Vertikální*

- směr k hlavě – směr kraniální (cranialis)
- směr k pánvi – směr kaudální (caudalis)
- k trupu – směr proximální (proximalis)
- od trupu – směr distální (distalis)
- nahoře – superior
- dole – inferior

#### *Předozadní*

- směr dopředu – směr ventrální (ventralis)
- směr dozadu – směr dorzální (dorsalis)
- vepředu – anterior
- vzadu – posterior

*Horizontální*

- směr ke středu – směr mediální (mediālis)
- směr od středu – směr laterální (lateralis)
- napravo – dexter
- nalevo – sinister

*Označení hloubky uložení*

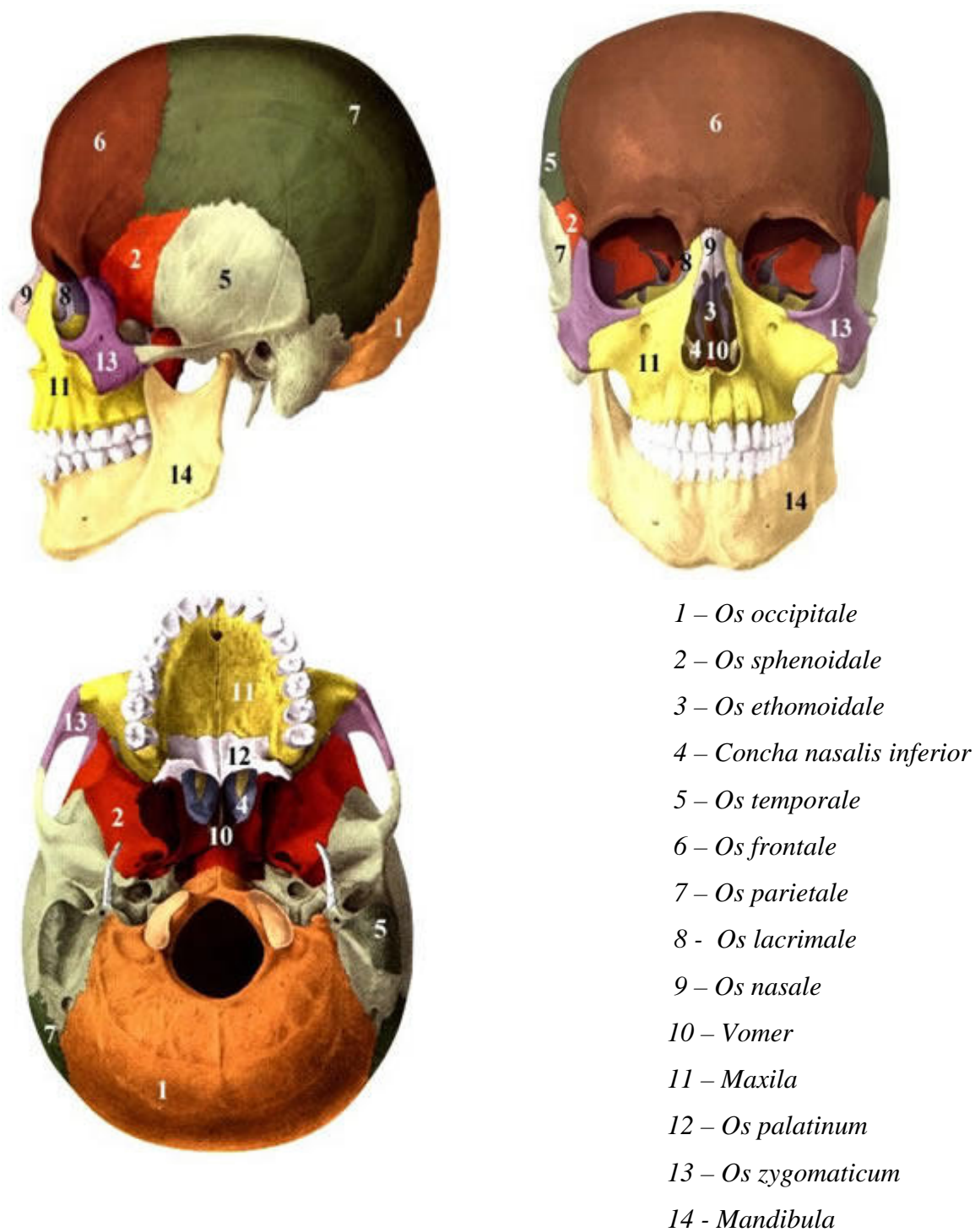
- povrchový – superficialis
- hluboký – profundus
- zevní – extemus
- vnitřní – intermus

## **7.1 Základní rozdělení anatomie lebky**

### Lebka(cranium)

Lebka je především schránkou pro mozek a základní smyslové orgány. Kosti lebky jsou pevně spojeny švy, kromě spojení dolní čelisti čelistním kloubem. V dětství tyto švy chybí, místo nich jsou zde vazivové pruhy. Lebka má dva základní oddíly: obličejová část lebky - horní oddíl tvoří pevně spojené kosti, spodní oddíl je pohyblivý- dolní čelist (mandibula) - a je připojený kloubem ke spánkové kosti. Největší kostí horního oddílu je horní čelist (*maxilla*), zevně od ní je párová lící kost jejíž výběžek tvoří jařmový oblouk a spojuje se spánkovou kostí. Slzní kost tvoří vnitřní část kostěné očníce. Nosní kůstky jsou podkladem kořene nosu. Patrová kost a radličná kost tvoří stěny nosní dutiny. Patrová kost společně s výběžkem horní čelisti tvoří patro. Jazyk ( *os hyoideum* ) je drobná kůstka uložená pod dolní čelistí.

Mozková část lebky - vytváří kostěné pouzdro mozku, které ohraničuje mozkovou dutinu- mozkovnu. Horní plocha lebečních kostí tvoří lebeční klenbu (*kalva*). Spodina lebky se nazývá lebeční báze. Týlní kost (*os occipitale*) tvoří celý zadní oddíl lebky. V týlní kosti je týlní otvor (*foramen magnum*), kterým vstupuje do lebky mícha. Klínová kost (*os sphenoidale*) je před týlní kostí, tvoří střední úsek lebeční spodiny. Spánkové kosti (*ossa temporalia*) jsou vsazeny mezi klínovou a týlní kost. Čelní kost (*os frontale*) dotváří přední prostor lebeční dutiny. Do čelní kosti je vsazena čichová kost. Temeni kosti (*ossa parietalia*) mají tvar obdélníkových misek tvořících vrchol lebeční klenby obr.7.2.



Obr. 7.2. Základní popis lebky

### 7.1.1 Dolní čelist ( mandibula)

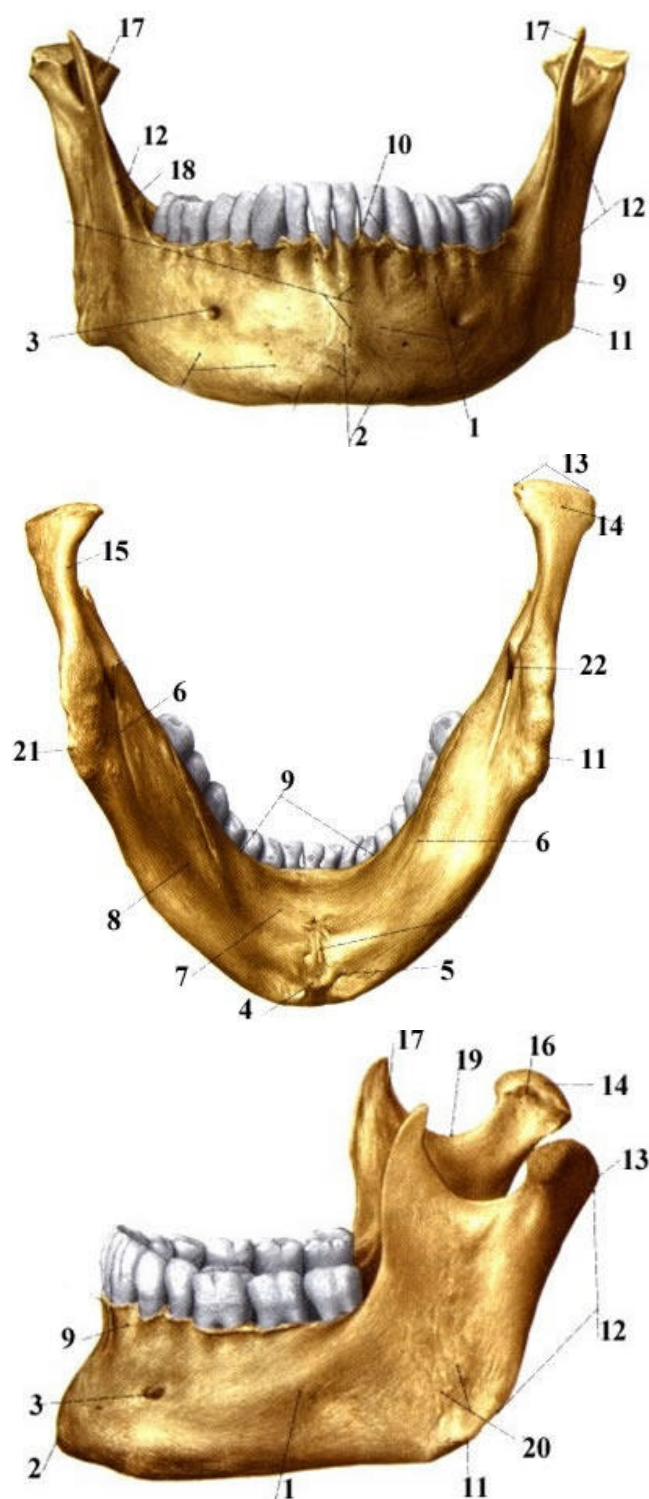
Podle tvaru kostí rozeznáváme dlouhé kosti (stehenní, pažní), krátké kosti (kosti zápěstí), ploché (lopatka) a nepravidelného tvaru (dolní čelist).

Dolní čelist je nejmohutnější a nejsilnější z obličejových kostí. Má podkovitý tvar a skládá se z těla (corpus mandibulae) a ze čtyř výběžků: **alveolární** (processus alveolaris), **bradový** (processus mentale), **kloubní** (processus articularis), **svalový** (processus muscularis).

Část těla se zubními výběžky je zakřivenější než dolní okraj mandibuly – oblouk alveolárního výběžku je v místě řezáků tedy užší než oblouk těla při dolní hraně čelisti. Tělo přechází na obou stranách pod tupým úhlem v rameno dolní čelisti. Úhel dolní čelisti (angulus mandibulae) má přímý vliv na vzezření obličeje např. u novorozence je mandibula takřka plochá, ramena odstupují pod úhlem asi 170°. V dalším období se úhel zmenšuje (u dětí 150°), což je zapříčiněno růstem čelisti při zvyšování nároků na její funkční zatížení a růstem alveolárního výběžku při růstu zubů. V dospělosti je úhel cca 120° a ve stáří se opět úhel zvětšuje (140°). Při bezzubosti atrofuje alveolární část excentricky (oblouk se jakoby zvětšuje a rozšiřuje). Ramena probíhají šikmo vzhůru dozadu a jsou zakončena dvěma výběžky – ventrálně (vpředu) svalovým a dorzálně (vzadu) kloubním. Uvnitř těla mandibuly probíhá pod kořeny dolních molárů a premolárů mandibulární kanál (canalis mandibulae). Začíná na vnitřní ploše ramene, přibližně ve výši okrajů alveolu, otvorem mandibuly (foramen mandibulae) a končí na zevní ploše otvorem bradovým (foramen mentale) obr. 7.3.

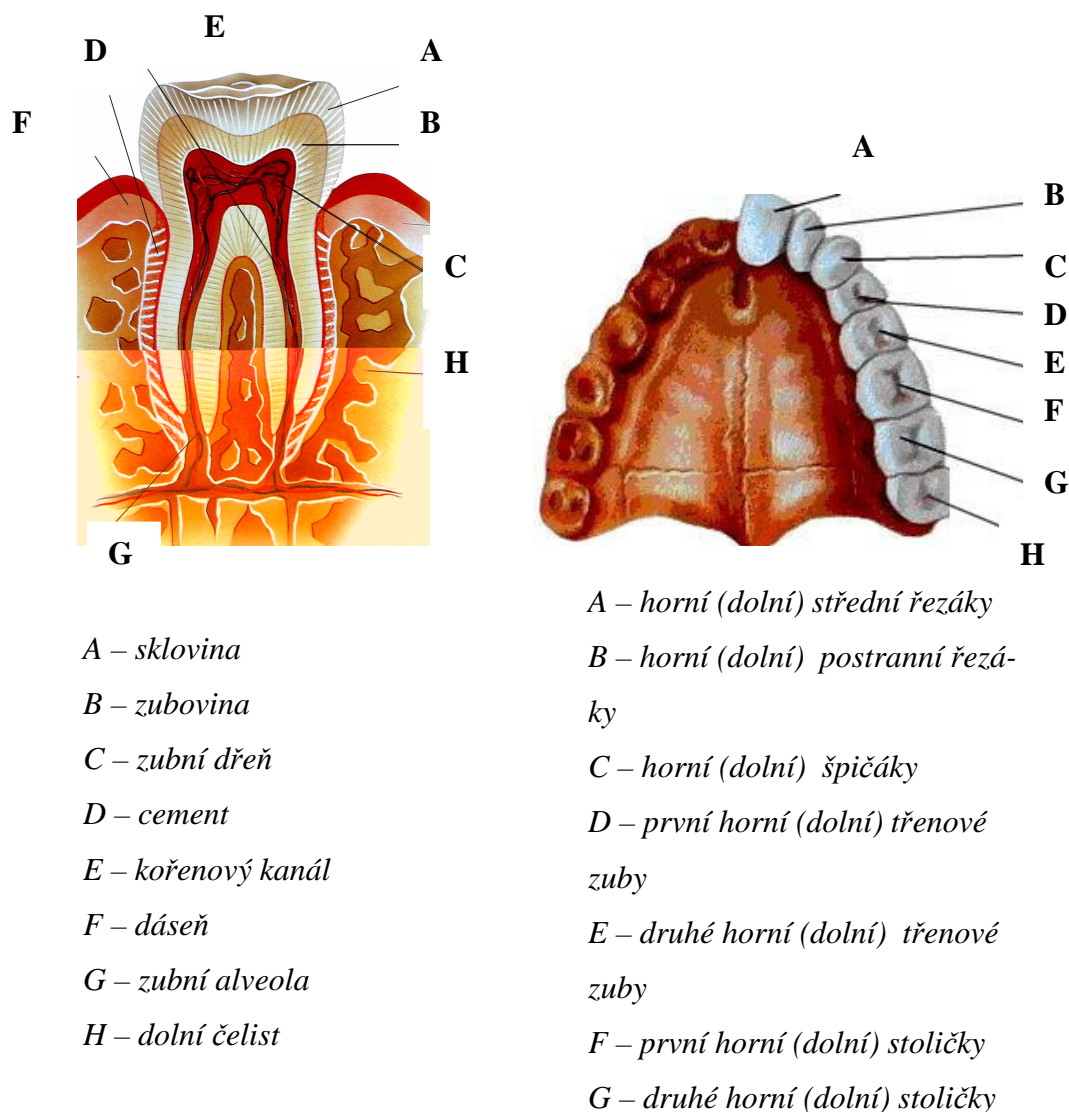
Každý zub je připevněn kořenem k čelistní kosti. Část čelisti, nesoucí zub, se nazývá lůžkový výběžek. Způsob upevnění je však složitější a zuby se připojují k čelisti svazky kolagenu známého jako periodontální ligamentum. Během života na sebe navazují dvě soustavy zubů. Každý zub se skládá ze dvou částí: korunky, jež je viditelná v ústech, a kořene, který je vsazen do čelisti. Kořeny zubů jsou obvykle delší než korunky. Přední zuby mají jen jeden kořen, zatímco zadní mají dva nebo tři kořeny. Hlavní stavební hmotu tvoří kalcifikovaná tkáň známá jako dentin (zubovina). Dentin je tvrdý materiál podobný kosti, obsahuje živé buňky. Je to citlivá tkáň, jež při dráždění tepelnými nebo chemickými podněty vyvolává pocit bolesti. Dentin korunky zubní je pokryt ochrannou vrstvou mimořádně tvrdé, nebuněčné a necitlivé tkáně, skloviny. Kořen je pokryt vrstvou cementu (látka podobná dentinu), která pomáhá zpevňovat zub v lůžku. Střed zubu je dutý a je vyplněn citlivou pojivovou tkání, zubní dření obr. 7.4.





1. **corpus mandible**
2. *protuberantia mentalis*
3. *foramen mentale*
4. *spina mentalis*
5. *fossa digastrica*
6. *linea mylohyoidea*
7. *fovea sublingualis*
8. *fovea submandibularis*
9. **processus alveolaris**
10. *juga alveolaria*
11. *angulus mandibulae*
12. **ramus mandibulae**
13. *processus condylaris*
14. *processus condy*
15. *collum mandibulae*
16. *fovea pterygoidea*
17. *processus coronoideus*
18. *linea obliqua*
19. *incisura mandibulae*
20. *tuberositas masseterica*
21. *tuberositas pterygoidea*
22. *foramen mandibulae*
23. *canalis mandibulae*

Obr. 7.3. Dolní čelist (mandibula)



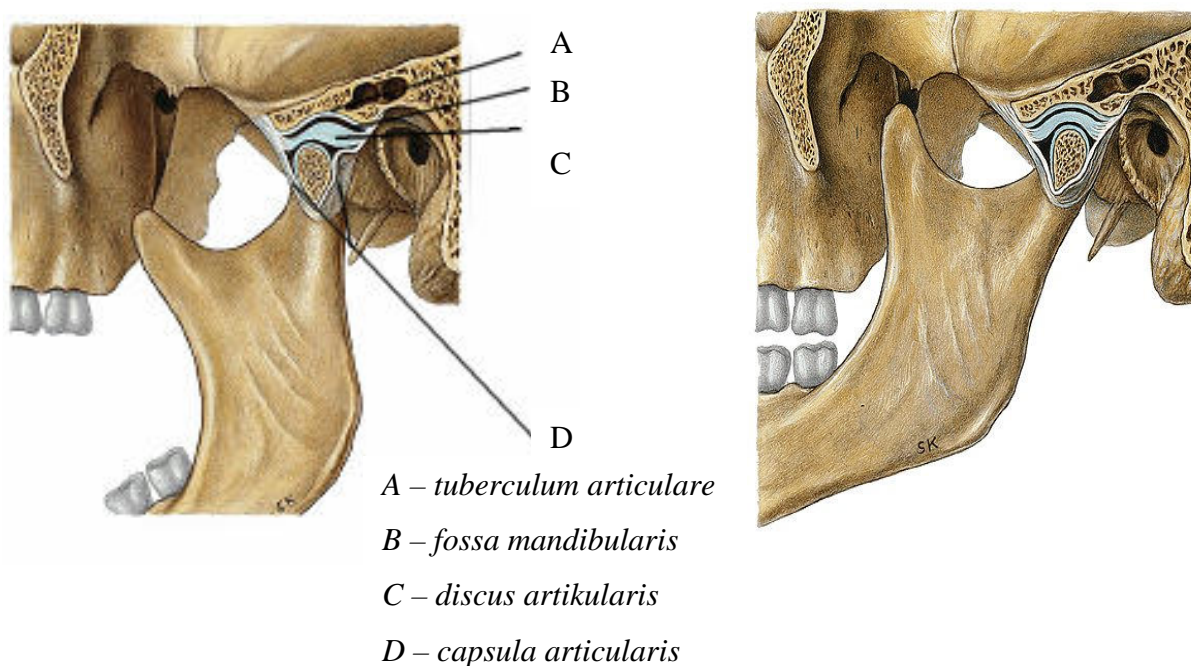
Obr. 7.4. Stavba zubu a ozubení čelisti

Lidský chrup je tzv. heterodontní. To znamená, že zuby jsou tvarově rozlišeny na řezáky, špičáky, třenové zuby a stoličky obr.7.4. Počet zubů těchto typů se zapisuje jako zubní vzorec; zubní vzorec člověka je 2 1 2 3, což znamená, že v pravé polovině horní čelisti má člověk 2 řezáky, 1 špičák, 2 zuby třenové a 3 stoličky.



### 7.1.2 Kloub čelistní (articulatio temporomandibularis)

Čelistní kloub je drobný kloub, který zajišťuje dynamické spojení mezi bází lebni a dolní čelistí a umožňuje člověku pohybovat ústy, přijímat potravu, žvýkat či mluvit. Další výjimečností kloubu je skutečnost, že jde o kloub složený (oba čelistní klouby jsou spojeny tělem dolní čelisti) a tak se pohyb jednoho kloubu projevuje i na kloubu druhostranném. Jde o složitý a namáhaný kloub obr.7.5.



Obr. 7.5. Popis čelistního kloubu

**kloubní hlavice** – jsou poměrně malé, 15-20mm dlouhé, cylindrického tvaru; podélné osy jsou kolmé k ploše ramene; jsou pokryty tenkou vrstvou vazivové chrupavky

**kloubní jamka** – je uložena ve spodině spánkové kosti; je konkávní a ventrálně přechází v konvexní plošku kloubního hrbolku; obrysem celé kloubní plošky je esovitě prohnutá křivka skloněná vpřed a dolů; mezi jamkou a hlavicí je uložena vazivová kloubní ploténka (destička), která tak dělí kloub na horní a dolní část

**kloubní ploténka (discus articularis)** – tuhá vazivová destička oválného tvaru; dolní plocha je konkávní, horní plocha sedlovitá, uprostřed je ploténka ztenčená; vazy je spojena jak s kloubním pouzdrem, tak s kloubní hlavicí; napojuje se na ni úpon zevního křídlového svalu (musculus pterygoideus lateralis)

**kloubní pouzdro (capsula articularis)** – je značně volné, což umožňuje rozsáhlé pohyby kloubní hlavice

**kloubní dráha** – dráha, po níž se pohybuje kloubní hlavice v kloubní jamce dopředu a dolů; sklon se měří proti okluzní rovině a úhel kolísá mezi 5 - 55°, průměrná hodnota je stanovena na 33°

### 7.1.3 Žvýkácí svaly

Svaly hlavy lze rozdělit na svaly žvýkácí a svaly mimické. Základní svaly žvýkácí jsou velký sval žvýkácí (m. masseter), vnitřní sval křídlový (m. pterygoideus) a sval spánkový (m. temporalis). Mimické svaly rozdělujeme na svaly klenby lební, svaly štěrbinu oční, nosní, ústní obr.7.6.

#### **M. Masseter**

Velký sval žvýkácí. Je to mohutný sval schopný rychlé a silné kontrakce. Začíná na lícní kosti (os zygomaticum) a upíná se na zevní plochu dolní čelisti na úhel a částečně i na rameno mandibuly. Funkce svalu spočívá v tom, že přitahuje dolní čelist.

#### **M. Pterygoideus medialis**

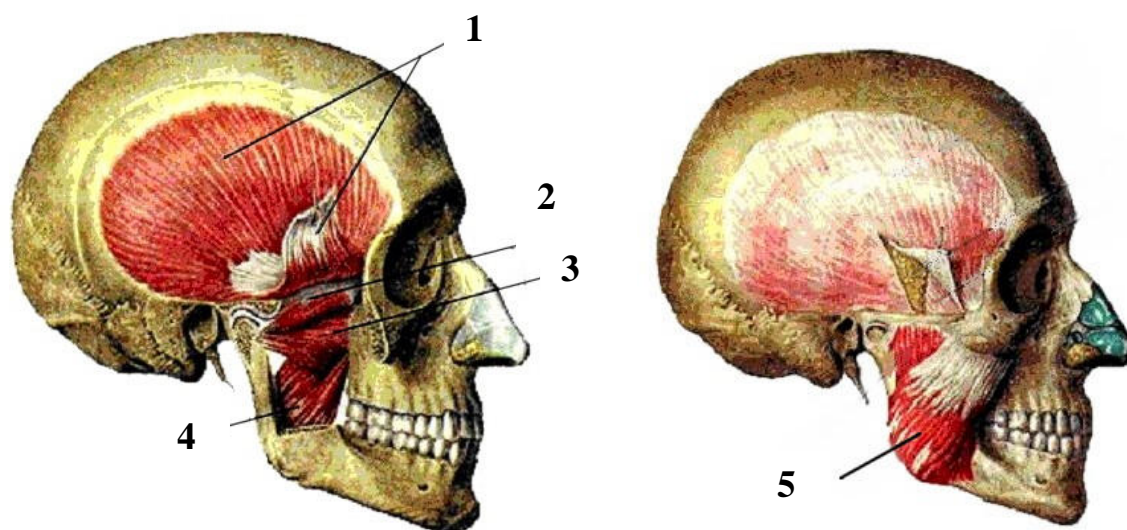
Vnitřní sval křídlový, se upíná na mandibulu v jejím úhlu na vnitřní ploše. Stejná činnost jako m. masseter, ale navíc působí propulzi.

#### **M. Pterygoideus lateralis**

Zevní sval křídlový začíná na spodině lební a upíná se jednak na krček kloubní hlavice mandibuly a jednak v kloubním pouzdru a na disku (disk napíná). Při symetrickém smrštění posune kloubní hlavici mandibuly vpřed, při jednostranném smrštění ji uchyluje do strany.

#### **M. Temporalis**

Sval spánkový má vějířovitý tvar, který začíná ve spánkové jámě spánkové kosti a upíná se na svalový výběžek mandibuly. Spánkový sval je slabší než m. masseter, je spíše pro činnost statickou než dynamickou. Obdobná funkce jako m. masseter, směr působení je více vertikální.



- 1 – *m. temporalis*  
2 – *m. lateral pterygoid (superior)*  
3 – *m. lateral pterygoid (inferior)*  
4 – *m. medial pterygoid*  
5 – *m. masseter*

Obr. 7.6. Žvýkácí svaly

#### 7.1.4 Základní pohyby dolní čelisti

- a) abdukce a addukce (otevírání a zavírání)
- b) propulze a retropulze (dopředu a dozadu)
- c) lateropulze a mediopulze; sinistropulze, dextropulze (do stran a zpět; doleva, doprava)

**Abdukce a addukce** jsou kombinované pohyby se složkou rotační a translační. Otevírání úst zahajuje rotace hlavičky kloubu zhruba do postavení, kdy jsou hrany od sebe vzdáleny 10 mm. Při dalším otevírání přistupuje translační posun hlavičky kloubu po kloubní dráze. Otevírání působí abduktory (*m. biventer*, *m. mylohyoideus*), zavírání silnější adduktory (*m. masseter*, *m. temporalis*, *m. pterygoideus lateralis et medialis*).

**Při propulzi** kloužou dolní zuby po zubech horních ze základní (habituální) polohy vpřed. V první fázi je nutné mírné pootevření, aby dolní řezáky překonaly překus horních řezáků (řezákové vedení). Dále dochází k celkovému poklesu mandibuly, který je způsoben vedením a sklonem kloubní dráhy. V distálním úseku tak vzniká klínovitá mezera mezi zubními oblouky (Christensenův fenomén). Celkový charakter tohoto pohybu ovlivňují tři fakto-

ry: sklon kloubní dráhy, sklon řezákového vedení a sklon hrbolků molárů. Tento pohyb způsobuje m. pterygoideus lateralis při oboustranné symetrické kontrakci.

**Při retropulzi** se mandibula posouvá ze základní habituální okluze směrem dorzálně a to je možné pouze v nepatrném rozsahu cca 1mm. Ze svalů ji způsobuje zejména m. biventer.

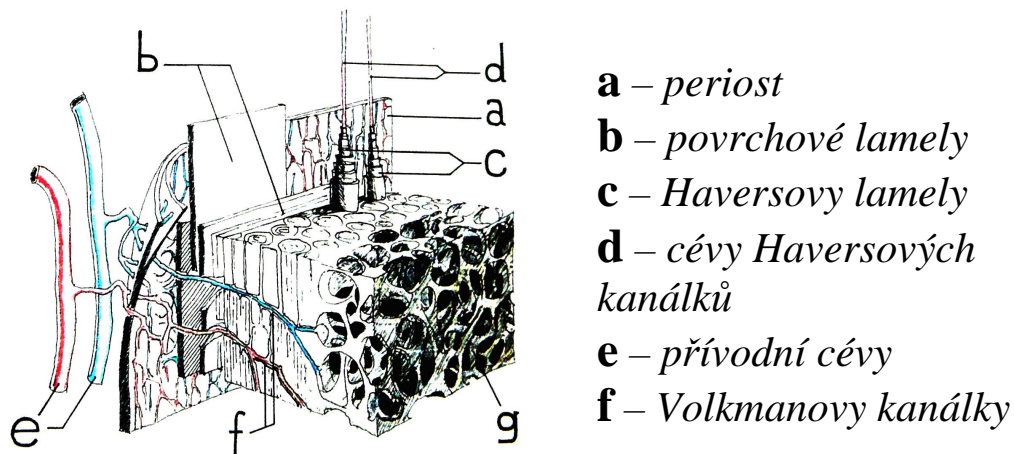
**Lateropulze** působí m. pterygoideus lateralis jednostranným, tedy nesymetrickým smrštěním. Při sinistropulzi je v akci pravostranný sval, který jednostranně stahuje kloubní hlavičku po kloubní dráze (kmitající kondyl), zatímco kloubní hlavička na druhé straně se posune nepatrně laterálně a ventrálně (klidový kondyl). Při dextropulzi se svaly a kloubní hlavičky vymění. Rozeznáváme zde tak stranu pracovní (zuby jsou v kontaktu a žvýkají) a stranu balanční (dotýkají se pouze některé hrbolky).

### 7.1.5 Rozdělení a stavba kostí

Charakteristické pro obě čelisti je povrchová hutná vrstva kortika, relativně silnější v dolní čelisti a vnitřní spongiozní vrstva s dřevnými dutinami, převládající v čelisti horní. Tento vzájemný vztah kortikální a spongiozní vrstvy řadí maxilu a mandibulu mezi kosti trabekulární.

Kostní tkáň, ať kortikální nebo spongiozní, je složena především z kostních minerálů, kostních buněk a kostní organické matrice – osteoidu. Podstatou kostních minerálů je hydroxyapatit, ve kterém je zastoupen vápník, fosfor dále uhlíkaté a pyrofosfátové sloučeniny. Tyto látky jsou uloženy v osteoidu. Důležitou složkou jsou tři druhy buněk, které zajišťují metabolickou aktivitu kosti. První z nich jsou osteoblasty, které mají anabolickou funkci a produkují osteoid. Další jsou osteoklasty a osteocyty.

Z hlediska dentální implantologie je podstatné, že základní kostní buněčná tkáň čelistí má formu lamel silných čtyři až dvanáct mikrometrů. Jsou na sebe vrstveny podle toho, zda se jedná o část kortikoidní nebo spongiozní. V povrchové kortikální vrstvě jsou lamely uspořádány plošně. V tomto plošném uspořádání nenajdeme Haversovy kanálky, probíhají tu jenom Volkmannovy kanálky, které obsahují cévy z periostu a zajišťují výživu hlouběji uložených kostí obr.7.7 [5]

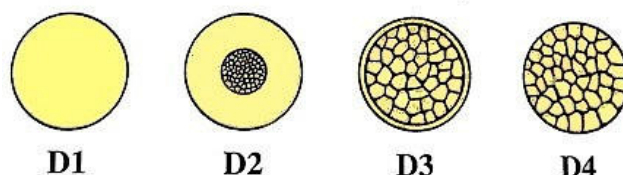
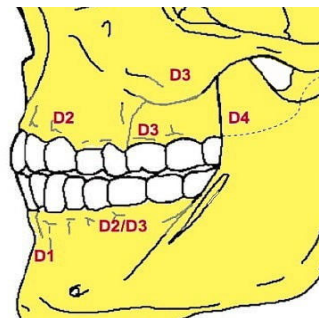


Obr. 7.7. Schematický řez čelistní kostí

Těsné koncentrické uspořádání lamel v kortikální vrstvě pak hlouběji přechází ve strukturu trámčitou – spongiozní. Houbovitá kostní tkáň, skládající se z kostních trámečků a tvořící vnitřek některých kostí. Uspořádání trámečků odpovídá průběhu největšího zatížení. K uvedenému základnímu rozdělení patří bohatě cévně zásobený periost zajišťující výživu v čelisti.

### 7.1.6 Hustota kosti a její klasifikace

Hustota neboli denzita kosti, je důležitý parametr, který výrazně ovlivňuje techniku i dlouhodobou úspěšnost implantace. Nejznámější a nejvíce používaná klasifikace pochází od Lekholma a Zarba (1985). Rozděluje denzitu do čtyř tříd. Není zcela výstižná, proto byla v roce 1990 modifikována Mischem [Tab.7-1 ,obr.7.8 ][5].



Obr. 7.8. Klasifikace denzity kosti (Misch)

## Rozdělení denzity

Denzita	Lekholm ,Zarb	Misch	Subjektivní pocit při preparaci (přirovnání)
D1	téměř výhradně kompakta	kompakta	bukové dřevo
D2	silná kompakta s kvalitní spongiozou	kompakta s kvalitní spongiozou	smrkové dřevo
D3	tenká kompakta s kvalitní spongiozou	tenká kompakta s nekvalitní spongiozou	balza
D4	tenká kompakta s nekvalitní spongiozou	nekvalitní spongioza	neznámé

Denzita	Nejčastější výskyt	Výhody	Nevýhody
D1	dolní frontální krajina při atrofovaném alveolu	vynikající stabilita implantátu, kvalitní oseointegrace, vysoká nosnost implantátu	redukováné krevní zásobení, obtížná preparace (tepelné poškození kosti)
D2	frontální a laterální oblast dolní čelisti, frontální část horní čelisti	dobrá stabilita impl., bohaté krevní zásobení, snadná preparace	žádné
D3	frontální a laterální část horní čelisti, laterální partie dolní čelisti	bohaté krevní zásobení	obtížná preparace, méně kvalitní oseointegrace
D4	tuber maxillae	žádné	obtížná preparace, snížená stabilita impl., nekvalitní oseointegrace

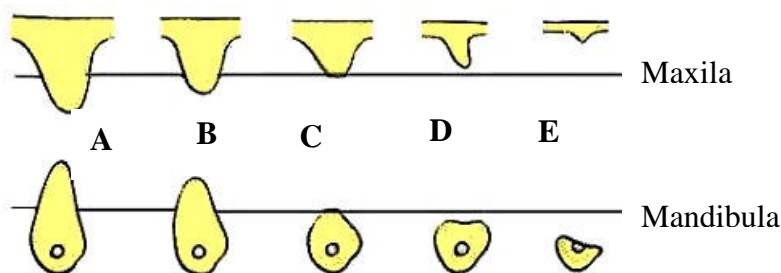
Tab. 7-1. Klasifikace kostní denzity (upraveno dle Spiekermanna)



### 7.1.7 Kvantita kosti a její klasifikace

Z mnoha klasifikací uvádíme pětistupňové rozdělení podle Lekholma a Zarba (1985). Autoři zde rozlišují v obou čelistech bazální část, na kterou nasedá alveolární výběžek obr.7.9.

Naznačená linie obr.7.9 odpovídá hranici mezi alveolárním výběžkem a bazální částí čelisti. [5]



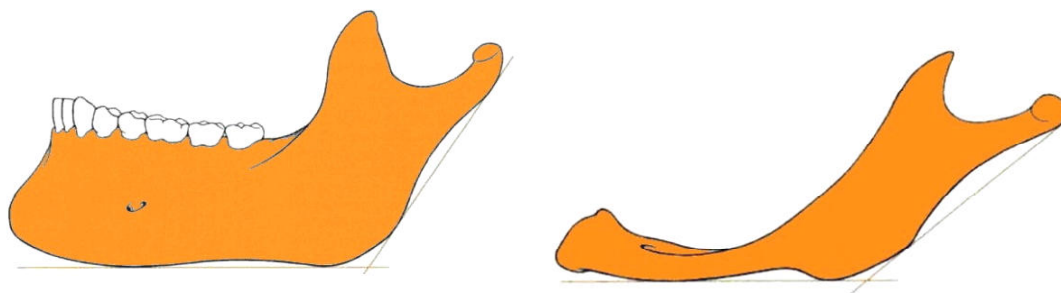
Obr. 7.9. Resorpce bezzubého alveolárního výběžku (Lekholm, Zarb)

- Téměř zachovalý alveolární hřeben třída A
- Mírná resorpce alveolu je typická pro třídu B
- Jeli alveolární výběžek zcela zlikvidován a zbývá jen bazální část, jedná se o třídu C
- Počínající resorpce bazální části, třída D
- Extrémní resorpce bazální části, třída E

### 7.1.8 Řídnutí kostí osteoporóza

Osteoporóza je charakterizovaná ztrátou kostních minerálů. Osteoporóza je velmi často příčinou zlomenin. Čím dříve se začne proti tomuto problému bojovat, tím lepší budou vyhlídky, že se ve vyšším věku vyhneme bolestem a zlomeninám.

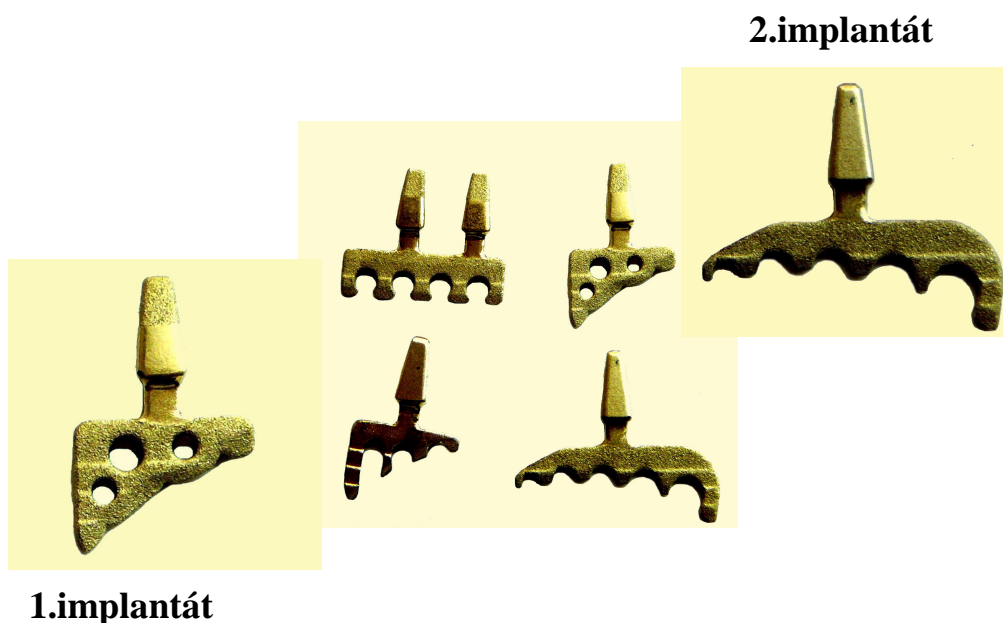
Osteoporóza, jejíž název pochází z latinského názvu pro řídké „porózní“ kosti, je progresivní stav, při němž se zmenšuje hustota kostní hmoty, zeslabuje se struktura a kosti se snadno lámou obr.7.10. Při vyšetření zubů rentgenovými snímky můžeme odhalit časné stadium osteoporózy zjištěním řídnutí kosti dolní čelisti. Bohužel neexistuje žádné jednotlivé opatření, které by vzniku osteoporózy zabránilo. Kombinací vhodné stravy, životního stylu a případně léků je však možné účinně omezit možné škody.



Obr. 7.10. Dolní čelist v dospělosti a ve stáří

## 7.2 Popis žiletkového implantátu MTI

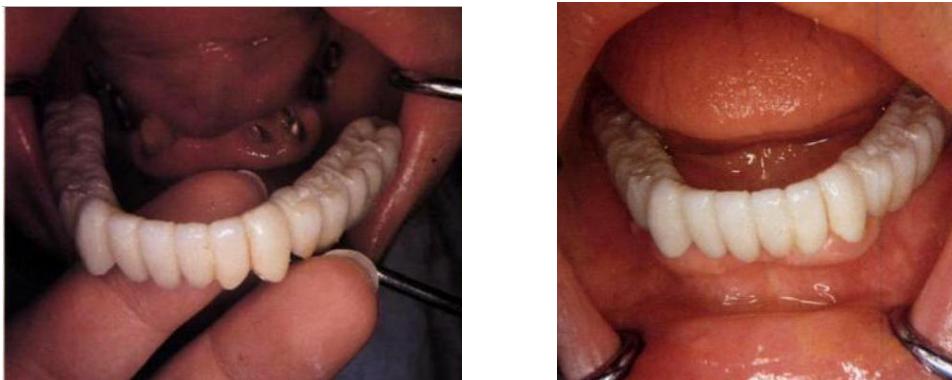
Nitrokostní čepelkové implantáty, jejichž název je odvozen od základního tvaru připomínající polovinu podélné rozlomené holící čepelky se vyrábějí z titanu. Každý výrobce nabízí širokou škálu tvarů, dovolující maximálně využít nabídku kosti obr.7.11.



Obr. 7.11.Čepelkové implantáty MTI

Na řezu mají štíhlý klínovitý tvar s orientovaným břitem, který lze zavést i do velmi tenkého alveolu. Tělo čepelky je zanořeno v kosti, menší část vystupuje do úst a tvoří v dutině ústní pilíř, na který je pak upevněna umělá zubní korunka či můstek obr.7.12.





Obr. 7.12 Čepelkové implantáty při nesení můstku v kombinaci s vlastními zuby.

Část implantátu, která přichází do kontaktu s prostředím dutiny ústní, je vždy vysoce leštěna, neboť hladký povrch omezuje tvorbu plaku. Složitější je problematika těch partií implantátu, které se účastní oseointegrace. Oseointegrace je způsob vhojení. Implantáty jsou v kosti oseointegrované, tzn. mezi kostí a kovem žádná vrstva není, kost je přímo vrostlá do mikronerovností implantátu. Spíše převládá názor, že pro kvalitní oseointegraci je výhodnější povrch poněkud hrubší, s nerovnostmi o rozměru 1,0 až 1,5  $\mu\text{m}$ . Proto většina výrobců upravuje titanové implantáty. Volí se mezi dvěma typy technologií: v prvním případě se z původně hladkého povrchu hmota ubírá – subtraktivní metoda (pískování, leptání kyselinou, vzácněji preparace laserem), ve druhém se naopak další materiál přidává – aditivní metoda (plazmové sprejování). Téměř všechny implantáty jsou renomovanými výrobci konstruovány na bázi titanu. Intimní vztah titanu s kostí relativně dobře odolává fyziologickým tlakovým silám žvýkacích mechanismů.

Na obr.7.11 jsou uvedeny dva čepelkové implantáty MTI, které budou v této diplomové práci řešeny. Základní rozměry prvního čepelkového implantátu: délka 13 mm, výška 20 mm a šířka 1,8 mm. Druhý řešený čepelkový implantát má rozměry: délka 24 mm, výška 20 mm a šířka 1,9 mm.

Čepelkové implantáty můžeme rozdělit na jednodobé a dvoudobé. Čepelky jednodobé se zavádí v jedné době a jsou jednodílné. Jednodobé čepelkové implantáty se využívají pro zkrácený zubní oblouk. Životnost jednodobých čepelkových implantátů je ovlivněna mnoha faktory. Je to zejména kvalitou a objemem kostního lože, rozsahem a zatížením konstrukce. Je proto velmi variabilní, obtížně předpověditelná. V příznivých případech podstatně překračuje desetiletou hranici. Dvoudobé čepelkové implantáty byly zkonstruovány později. Nej-

prve se zavede tělo čepelky, nechá se vhojit a teprve poté se přišroubuje pilíř a čepelka se zatíží. Životnost dvoudobého implantátu je srovnatelná s implantáty válcovými.

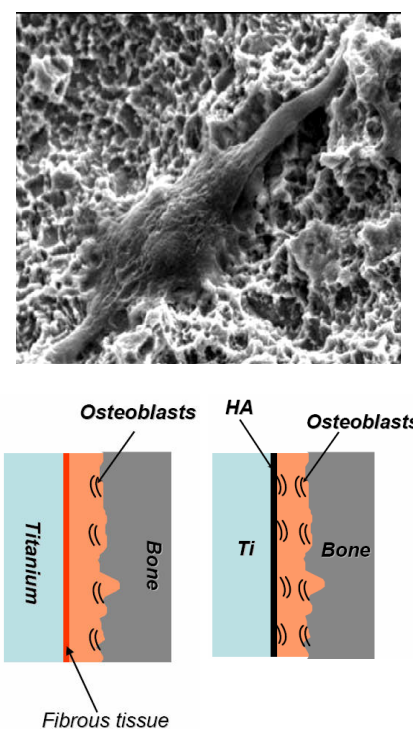
## 8 Tvorba modelu a řešení

### 8.1 Vstupní údaje o geometrii

Pro tvorbu konečnoprvkového modelu je nutné mít k dispozici údaje o geometrii všech částí řešené soustavy. Řešená soustava se skládá ze tří částí, dentálního žiletkového implantátu, spongiózní a kortikální kosti. Z 3D skeneru ATOS I, kde byla skenována dolní čelist a z odměřených hodnot dentálních implantátů byly vytvořeny objemová tělesa potřebná pro tvorbu výpočtových modelů.

### 8.2 Vstupní údaje o vazbách

Moderní implantologie pracuje s mechanismem zakotvení implantátu v alveolární kosti. Jeho podstatou je přímý kontakt povrchu implantátu s kostí bez jakékoli mezivrstvy vazivové tkáně. Tento intimní vztah byl označen jako oseointegrace obr.8.1. Úspěšně integrovaný implantát je ten, u něhož se vytvoří přímý kontakt živé kosti s vrstvou oxidovaného titanu nebo jeho povrchovou úpravou (viz.kap. 5.3). Vytvoření vazivové mezivrstvy v mikroprostoru mezi implantátem a přilehlou kostí je tzv. fibrointegrace. Tento stav, který nastane nelze považovat za úspěšný výsledek implantace. Takové spojení je kvalitativně horší. Opakované histologické nálezy prokázaly vynikající včlenění titanu do kostní tkáně a jeho schopnost těsného kontaktu s okolní kostí.[5]

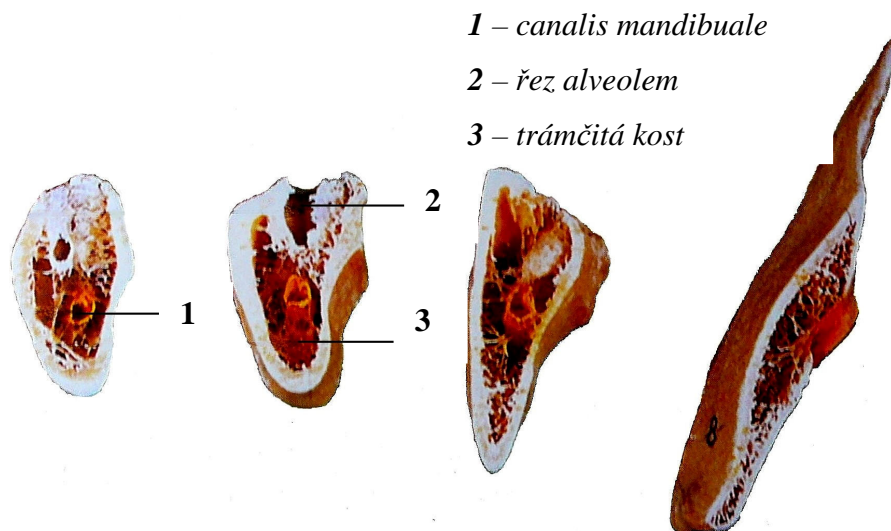


Obr. 8.1.Oseointegrace

## 8.3 Vstupní údaje o materiálu

### 8.3.1 Model materiálu kosti

V soustavě spodní čelist a dentální žiletkový implantát MTI, jsou zastoupeny součásti s rozdílnými mechanickými charakteristikami. Kost se skládá ze dvou forem kostní tkáně. Trámčitá – spongiózní tkáň se nachází ve vnitru kosti, hutná - kortikální tkáň tvoří především tvrdý povrch kosti obr.8.2. [4]



Obr. 8.2. Řez dolní čelisti a poloha nervového kanálku

Dolní čelisti jsou nehomogenní, anizotropní materiál. Z důvodu neznámých materiálových hodnot nejsme schopni vystihnout nehomogenitu a anizotropii kostní tkáně. Na vymezené rozlišovací úrovni můžeme popsat kost jako homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Tento model materiálu vyjadřují dvě materiálové charakteristiky : modul pružnosti v tahu  $E$  a Poissonovo číslo. K získání těchto hodnot bylo využito rešeršních studií. Danými charakteristikami se zabývalo již mnoho experimentů, proto není nutné provádět měření. Naměřená data vykazují rozdílné hodnoty. Nejvíce zastoupené hodnoty z rešeršních studií jsou uvedeny v tabulce Tab. 8 - 1.

Materiál	Modul pružnosti $E$ (MPa)	Poissonovo číslo $\mu$ (-)
Spongióza	1300	0,3
Corticalis	13700	0,3

Tab. 8-1 Materiálové charakteristiky dolní čelisti

### 8.3.2 Model materiálu implantátu

Výběr implantačního materiálu je limitován mechanicko – fyzikálními vlastnostmi. Důležitá je hlavně biologická snášenlivost. V mikrovrstvě styku mezi implantátem a tkání pak dochází k vzájemnému ovlivňování. Materiál je rozpouštěn, podléhá korozi, jeho mikročástice mohou být transponovány do vzdálených orgánů. Výzkumem byly pro dentální implantáty stanoveny tyto všeobecné požadavky [4], [5] :

- Musí být pro tkáň a celý organismus neškodný, tj. nekarcinogenní, netoxický, zbavený antigenů, neradioaktivní.
- Biologicky snášenlivý a stabilní. Nesmí narušovat metabolismus a způsobovat resorpci kostního lůžka, vyvolávat reakci organismu na cizí těleso.
- Po stránce mechanicko – fyzikální má být dostatečně pevný a elektrochemicky stálý. Vzhledem k lůžku by měl být izoelastický, aby nevyvolával nadměrný tlak a napětí v čelisti.
- Musí být rentgenkontrastní a vyhovující z hlediska estetiky i ústní hygieny.
- Opracování, sterilizace a v případě nutnosti i explantace by neměly činit technické obtíže.
- Všechny tyto požadavky mají být splněné při zachování finanční dostupnosti.

Materiály pro dentální implantáty se dělí z hlediska biologické snášenlivosti na:

**biotolerantní** - biologicky tolerované (slitiny obecných kovů, ušlechtilé kovy)

**bioinertní** - biologicky neaktivní (titan a jeho slitiny, tantal, aluminiumoxidová keramika, uhlíkové materiály, zirkoniumoxidová keramika)

**bioaktivní** - biologicky reaktivní (hydroxyapatit, keramika trikalciumfosfátová a tetrakalciumfosfátová sklokeramika)

Bioinertní materiály jsou pro tkáň biologicky akceptované. V současné době je nejčastěji používán titan a jeho slitiny. Pro dentální implantáty je využíván technicky čistý CP (commercially pure) titan, který obsahuje více než 99% titanu. Podle složení titanu se může rozdělit do několika skupin (grade) Tab.8 - 3. Od chemicky čistého titanu se liší obsahem příměsových prvků, zejména vzdušných plynů, které zhoršují jeho vlastnosti Tab.8- 4.[7]

<b>Materiál</b>	<b>Modul pružnosti E (MPa)</b>	<b>Poissonovo číslo <math>\mu</math> (-)</b>
<b>CP titan</b>	110 000	0,3

Tab. 8-2 Materiálové charakteristiky titanu

	<b>Název</b>	<b>Ti</b>	<b>Fe</b>	<b>Si</b>	<b>C</b>	<b>O</b>	<b>N</b>	<b>H</b>	<b>Al ostat- ní</b>
ASTM	grada 1	99,38	0,2	0,05	0,01	0,18	0,03	0,01	0,05
	grada 2	99,21	0,3	0,05	0,01	0,25	0,03	0,01	0,05
	grada 3	99,09	0,3	0,05	0,01	0,35	0,05	0,01	0,05
	grada 4	98,94	0,4	0,05	0,01	0,4	0,05	0,01	0,05
	grada 7	99,07	0,3	0,05	0,01	0,3	0,07	0,01	0,2

Tab. 8-3 Chemické složení technicky čistého titanu

### Mechanické vlastnosti

<b>Označení slitiny</b>	<b>Mez pevnosti v tahu Rm (MPa)</b>	<b>Mez kluzu v tahu Rp0,2 (MPa)</b>	<b>Tažnost A (%)</b>
Titan grade 1 (W.Nr.3.7025)	min. 240 (290-410)	170-310 (min.180)	24 30
Titan grade 2 (W.Nr.3.7035)	min.345 (390-540)	275-450 (min.250)	20 22
Titan grade 3 (W.Nr.3.7055)	min. 450 (460-590)	380-550 (min.320)	18 18
Titan grade 4 (W.Nr.3.7065)	min. 550 (540-740)	483-655 (min.390)	15 16
Titan grade 5 (W.Nr.3.7165)	min. 895 (min.900)	min.828 (min.830)	10 (8-10)
Titan grade 5ELI ASTOM F 136	825-860	760-795	(8-10)
Titan grade 7 (W.Nr.3.7235)	min. 345 (390-540)	275-450 (min.250)	20 22
Titan grade 9	min. 620	min.485	15

Tab. 8-4 Mechanické vlastnosti CP titanu

## 8.4 Vstupní údaje o zatížení

Žvýkání je svalová činnost, při níž je za pomoci jazyka přijatá potrava. Zuby slouží k řezání, trhání a drcení potravy na menší části, a zároveň je potrava promíchávána slinami. Nitrokostní část dentálních implantátů slouží k pevnému ukotvení náhrad zubu do čelistních kostí pacienta, a tím k přenášení žvýkací síly na kost. Napodobuje se tak přirozený způsob

přenosu žvýkacího tlaku, ale nikoliv jeho mechanismus. U implantátů chybí periodoncium, která při přenášení žvýkací síly působí jako absorpční zóna.

Při přijímání potravy mozek koordinuje činnost žvýkacích svalů v závislosti na druhu potravy. Na základě rešeršních studií se hodnoty žvýkacích sil značně liší. Experimentálně bylo zjištěno, že žvýkací svaly jsou schopny vyvinout velkou sílu na zubu až 2440 N v axiálním směru a 100 N v laterálním směru [5]. Hodnoty sil mezi zuby v axiálním směru uvedené v Tab.8 – 5, které byly převzaté z literatury [11].

Číslo zubu	Název zubu	Síla mezi zuby [N]
1	střední řezák	55
2	postranní řezák	85
3	špičák	115
4	první premolár	145
5	druhý premolár	165
6	první molár	175
7	druhý molár	190

Tab. 8-5. Velikost sil mezi zuby působící při skusu

## 9 Tvorba výpočtového modelu

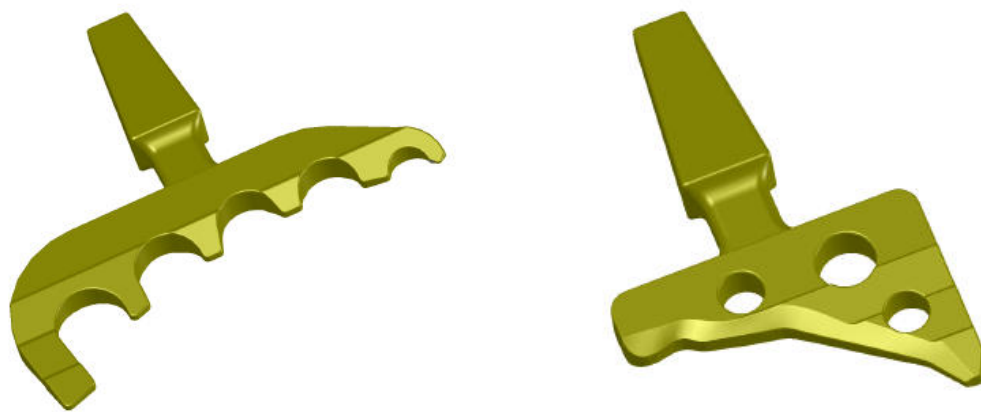
Tato kapitola bude podrobně popisovat model geometrie všech částí soustavy, model materiálu, model vazeb a model zatížení. Bude zde uvedena a podrobně vysvětlena tvorba výpočtového modelu a popis jednotlivých MKP elementů.

### 9.1 Model geometrie

Řešená soustava se skládá ze tří částí. Jde o dolní čelist se spongiózní a kortikální kostí a dentální žiletkový implantát. Na 3D skeneru ATOS I byl vytvořen model reálné spodní čelisti, která byla zapůjčena Ing. Florianem CSc. Takto získaná data byla zpracována v programových systémech Magics X, CATIA V5R14, SolidWorks, z nichž byl získaný model exportován do programu ANSYS. Z reálných dentálních implantátů MTI byly vytvořeny modely geometrie v 3D modeláři SolidWorks. Tvorba geometrického modelu dolní čelisti a dentálních implantátů bude podrobně popsána v následující kapitole.

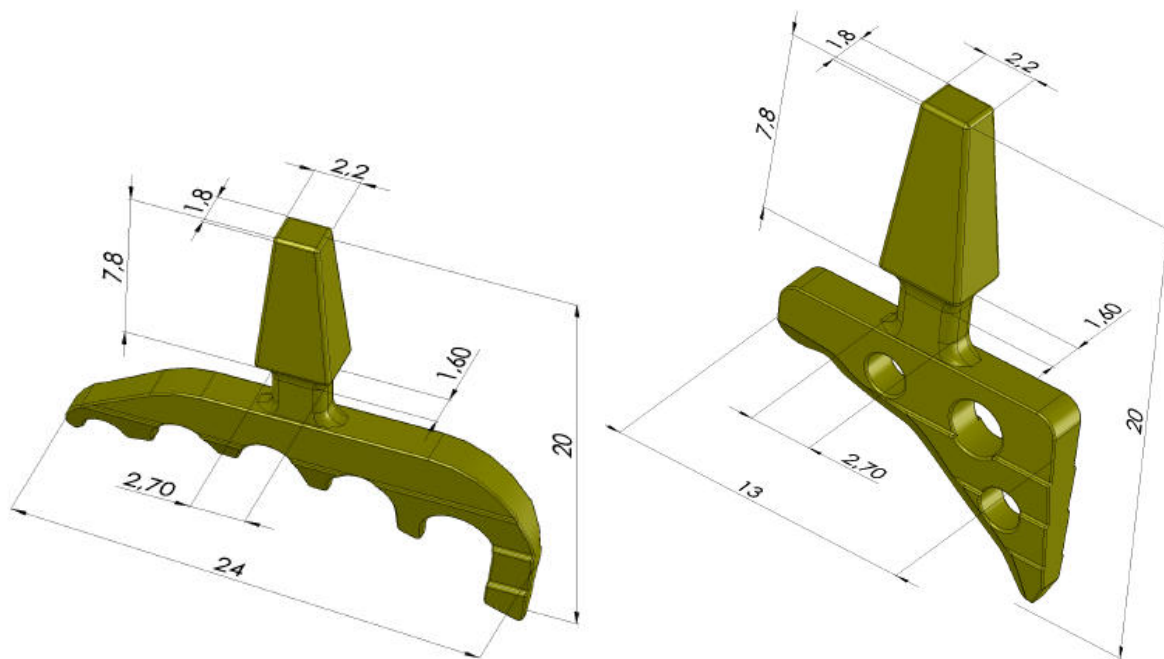
#### 9.1.1 Model geometrie dentálního čepelkového implantátu MTI

Model dentálních implantátů byl vytvořen na základě skutečných implantátů, které mi byly poskytnuty Ing. Florianem CSc. Pomocí 3D modeláře SolidWorks byly vytvořeny objemová tělesa dentálních implantátů a následně importovány ve formátu STEP do výpočtového programu ANSYS obr.9.1, obr. 9.2.



Obr. 9.1. Model dentálních čepelkových implantátů MTI





Obr. 9.2. Základní rozměry dentálních čepelkových implantátů

### 9.1.2 Model geometrie dolní čelisti

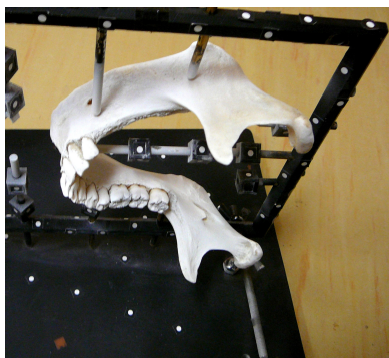
Při bezkontaktním snímání povrchů reálných předmětů se používají tři základní metody: optická digitalizace, laserová digitalizace a ultrazvuková digitalizace. Model geometrie dolní čelisti byl vytvořen na 3D skeneru pro optickou digitalizaci (fotometrická metoda s digitálním výstupem) ATOS I (Advanced Topometric Sensor) obr.9.3.



Obr. 9.3. 3D skener ATOS I

Na vhodně upravený povrch měřené součásti jsou postupně promítány proužky světla, které jsou snímány dvěma CCD kamerami z různých úhlů – vytvoření mraku bodů. Digitalizace celého objektu probíhá v několika měřeních, pomocí značek (referenčních bodů), které jsou umístěné na měřeném objektu obr.9.4. ATOS I, je určený pro základní aplikace nevyžadující příliš vysokou přesnost a kvalitu výstupních dat. Rozlišení CCD čipu je v tomto případě 800 000 bodů na 1 záběr. Maximální měřicí rozsah je 1000 x 800 mm při rozlišení 1 bod na 1mm [12].



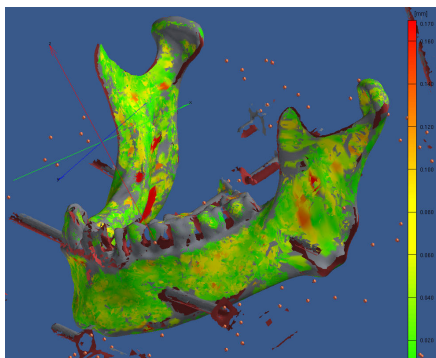


Obr. 9.4. Dolní čelist připravená na skenování

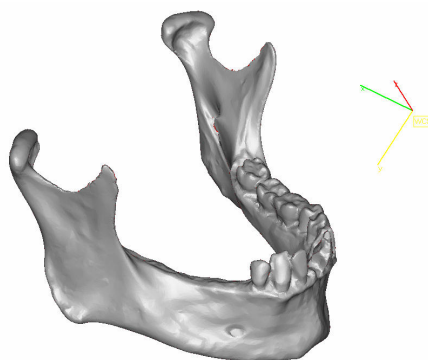


Obr. 9.5. Dolní čelist

Výstupem skenování je tzv. mrak bodů, který se přímo v programovém prostředí ATOS upravil do podoby spojených ploch obr.9.6. Získaný model byl převeden pomocí formátu .STL do softwaru na zpracování a vyhlazení ploch Magics X a pomocí funkcí (*Automatic Hole Filling, Marking*) byly vyhlazeny a upraveny chyby v nepřesnostech při spojování ploch obr.9.7.

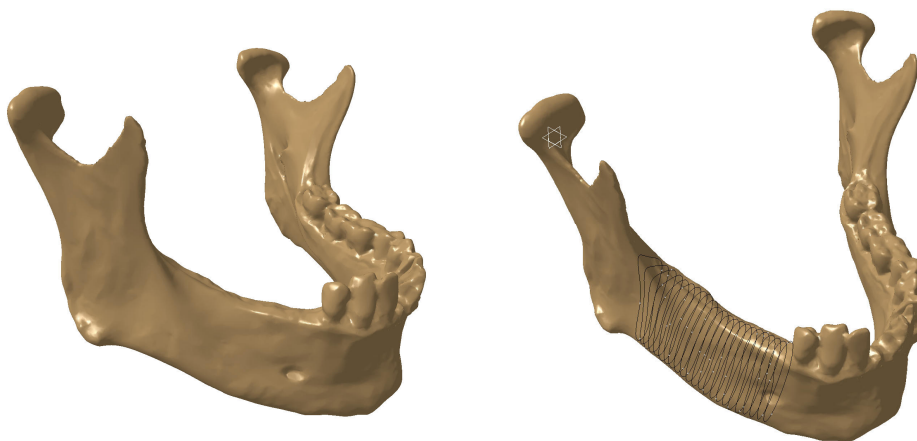


Obr. 9.6. Naskenované plochy v ATOSU



Obr. 9.7. Vyhlazení ploch v Magics X

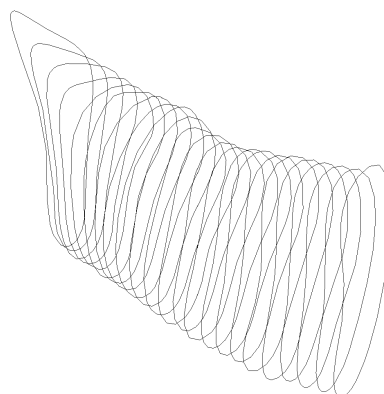
Vyhlazené a upravené plochy byly převedeny ve formátu .STL do programového prostředí CATIA V5R14 za účelem vytvoření objemového modelu. Nejprve se v modeláři *Digitized Shape Editor* otevřela předchozí vytvořená geometrie tvořená plochami a objemové těleso bylo dokončeno pomocí funkce *Automatic Surface* v modeláři *Quick Surface Reconstruction* obr.9.8.



Obr. 9.8. Vytvoření těla čelisti v programu CATIA V5-Digitized Shape Editor planar sections

Pro další práci byla celá sestava modelována v programu SolidWorks 2005. Pomocí křivek typu splajn byla vytvořena na základě CT snímků kortikální kost o velikosti 1,5-2 mm a spongiózní část spodní čelisti.

Pro vytvoření modelu byla uvažována pouze část naskenované spodní čelisti, a to úsek bez chrupu obr.9.9.



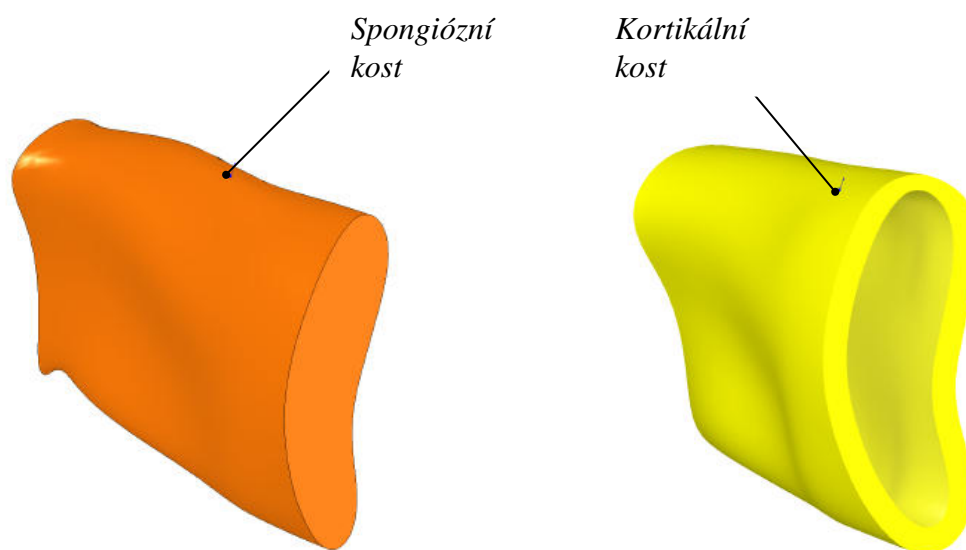
Obr. 9.9. Vybrané řezy naskenované čelisti

Pro polohu a umístění čepelkových implantátů v dolní čelisti byl zvolen úsek bez zubů v místech prvního premoláru obr.9.10.

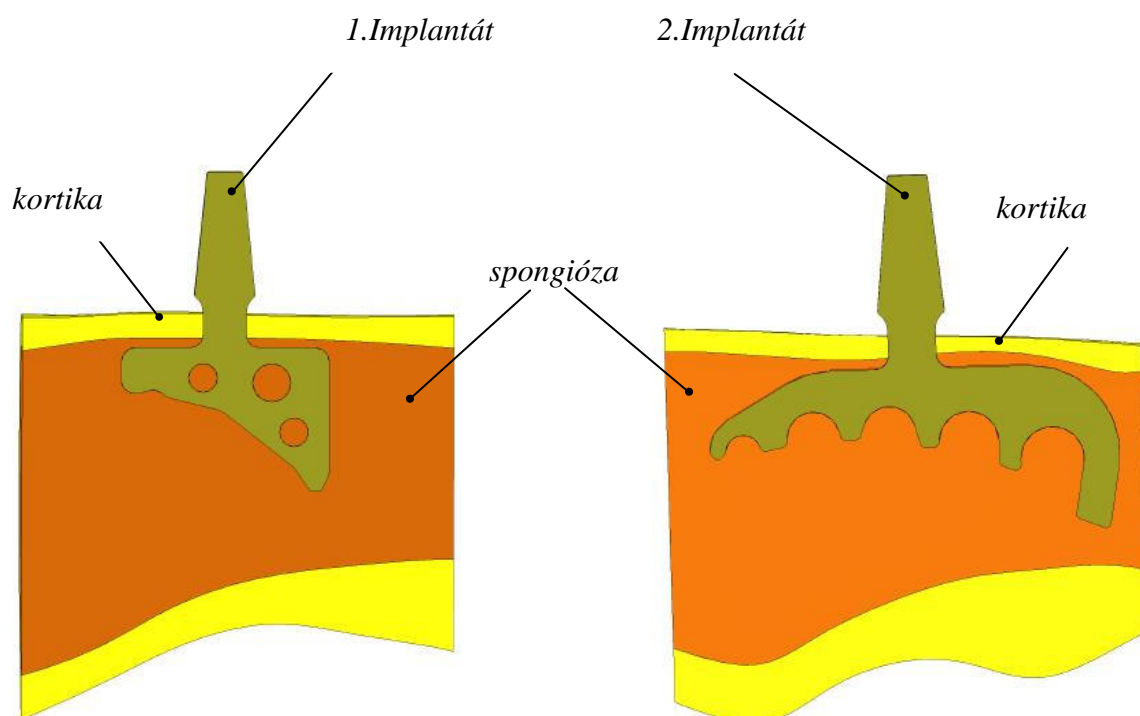


Obr. 9.10. Poloha a umístění čepelkového implantátu

Vytvoření objemového modelu spongiózní, kortikální kosti a čepelkového implantátu v 3D modeláři SolidWorks. Délka kortikální a spongiózní kosti byla volena 28 mm obr.9.11.



Obr. 9.11. Model geometrie kortikální a spongiózní kosti



Obr. 9.12. Čepelkové implantáty vloženy do modelu dolní čelisti

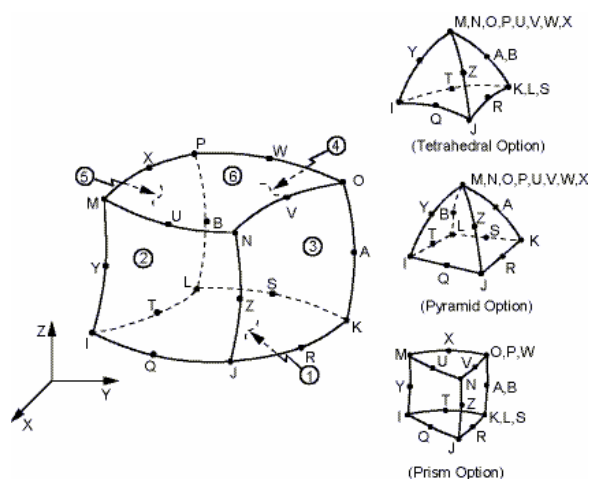
## 9.2 Konečnoprvkový model

Řešení problému pomocí metody konečných prvků vyžaduje rozdělení řešené oblasti na konečný počet podoblastí – *prvků*, které ji spojitě a jednoznačně vyplňují. Uzly jsou body, v nichž hledáme posuvy - deformační parametry. Velikostí a typem prvku je na řešené oblasti vytvořena síť MKP, která hustotou zásadně ovlivňuje kvalitu výsledků a potřebné kapacity pro řešení.

Omezujícím faktorem při diskretizaci modelu geometrie dolní čelisti s implantátem byl počet uzlů, který je pro univerzitní verzi ANSYSu stanoven na 256 000 uzlů. Program Ansys umožňuje automaticky generovat volnou síť (*free mesh*) a mapovanou síť (*mapped mesh*). Volná síť je tvořena čtyřstěny, kterými lze vyplnit téměř libovolný objem, a proto se tato síť používá zejména u modelů s komplikovanou geometrií. Naproti tomu mapovanou síť, která je tvořena převážně šestistěny, lze použít pouze u objemů splňujících určitá pravidla týkající se tvaru.

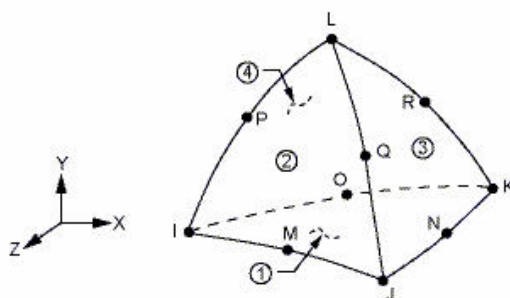
Konečnoprvkový model je složen z modelu dolní čelisti a implantátu. Dolní čelist je složena z měkké spongiózní kostní tkáně, která je pokryta tvrdou kortikální kostí. Spongiózní, kortikální kost a implantát jsou modelovány objemovými prvky SOLID 186, SOLID187.

Při realizaci výpočtu jsem použila kvadratický prvek typu SOLID 186 obr.9.13. Jedná se o prvek patřící do rodiny vyšší kategorie 3D prvků. Prvek je definován 20 uzly a v nich tři stupně volnosti UX, UY, UZ. Tyto stupně volnosti dovolují posuvy v osách x, y, z. Vzhledem k svému tvaru (nejčastěji pravidelný šestistěn) je vhodný pro tvorbu pravidelnější mapované sítě. Prvek navíc podporuje různé charakteristické vlastnosti v chování reálných materiálů jako je plasticita, hyperelasticita, creep, velké deformace a jiné. Navíc umožňuje simulaci deformací téměř nestlačitelných materiálů.



Obr. 9.13. Prvek SOLID 186

Byl použit také kvadratický prvek označený jako SOLID 187 obr.9.14. Jedná se o vyšší kategorii 3D prvku, používaného pro tvorbu konečnoprvkové sítě. Prvek je definován 10 uzly, které jsou označeny písmeny. Každý z těchto uzlů má tři stupně volnosti. Tyto stupně volnosti dovolují posuvy v osách  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Tento prvek má vlastnosti umožňující výpočet plasticity, hyperplasticity, creepu atd. Umožňuje také provádět simulaci pro deformace téměř nestlačitelných materiálů a plně nestlačitelných materiálů.

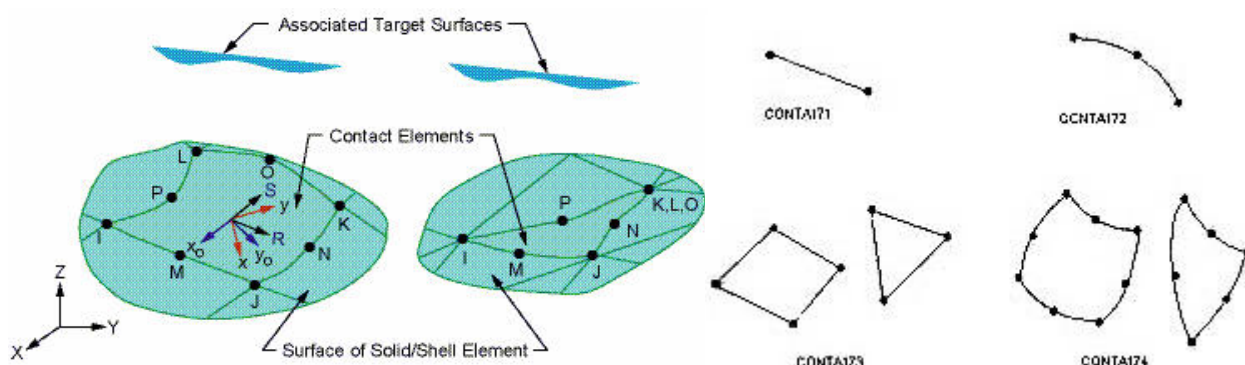


Obr. 9.14. Prvek Solid 187

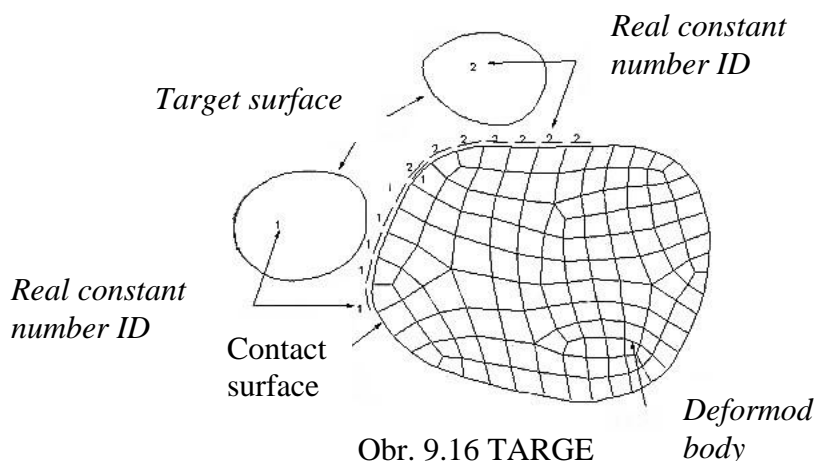
Kontaktní dvojice byly vytvořeny prvky TARGE 170 a CONTA 174.

**TARGE170:** Tento prvek se používá pro kontaktní úlohy. Je to jeden z dvojice kontaktních prvků, který pokrývá objemové elementy na hranicích modelů, u nichž existuje možnost kontaktu. Tento prvek se přiřazuje na cílovou plochu. Vlastnosti elementu se definují v reálných konstantách obr.9.16.

**CONTA174:** Druhý z dvojice kontaktních elementů. Stejně jako TARGE170 je vhodný pro trojrozměrné kontaktní úlohy. Je to osmiuzlový prvek (každý uzel má tři stupně volnosti –  $UX$ ,  $UY$ ,  $UZ$ ). Je přiřazován na povrch objemových prvků nebo prvků skořepinových obr.9.15. Typ vazby byl zvolen jako BONDED (Always). Tímto způsobem byly vytvořeny 3 kontaktní páry. V druhé variantě výpočtu byl typ vazeb předepsán jako STANDARD mezi kortikou a implantátem.



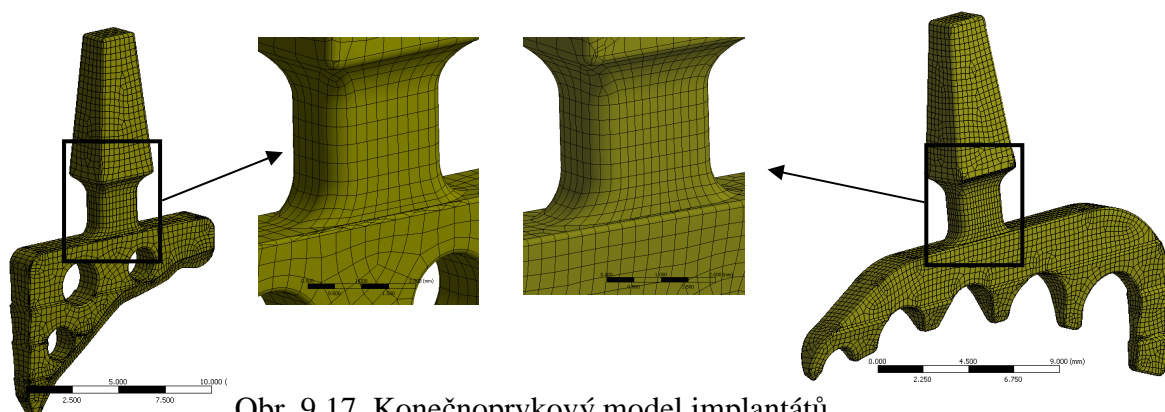
Obr. 9.15. Prvek CONTA 174



### 9.2.1 Diskretizace dílčích modelů výpočtového modelu

Při tvorbě diskretizovaného modelu je třeba dodržovat několik základních pravidel. Systém ANSYS nabízí řadu možností, jakým způsobem konečnoprvkovou síť vytvořit. Rozlišují se dva základní způsoby tvorby sítě. Prvním, a častěji používaným při diskretizaci těles je volné vytváření sítě pomocí tetraedrických prvků, které vyplní i tvarově složitou a komplikovanou geometrii. Je třeba se předem rozmyslet jestli nebude během realizace výpočtu třeba modifikovat konečnoprvkovou síť, a proto pro snadnější a rychlejší tvorbu je volná síť výhodnější. Dalším zásadním kritériem je hustota konečnoprvkové sítě. Kvalita konečnoprvkové sítě v oblasti styku dvou těles má významný vliv na přesnost výsledku, a proto je nutné vygenerovat velmi jemnou a pravidelnou síť.

Při diskretizaci implantátu byly voleny solid prvky (*HexDominant*) s globální velikostí (*BodySizing*) elementu 0,3 mm pro oba implantáty. V možných místech koncentrátoru napětí, v místech krčku byla síť mapována obr.9.17.

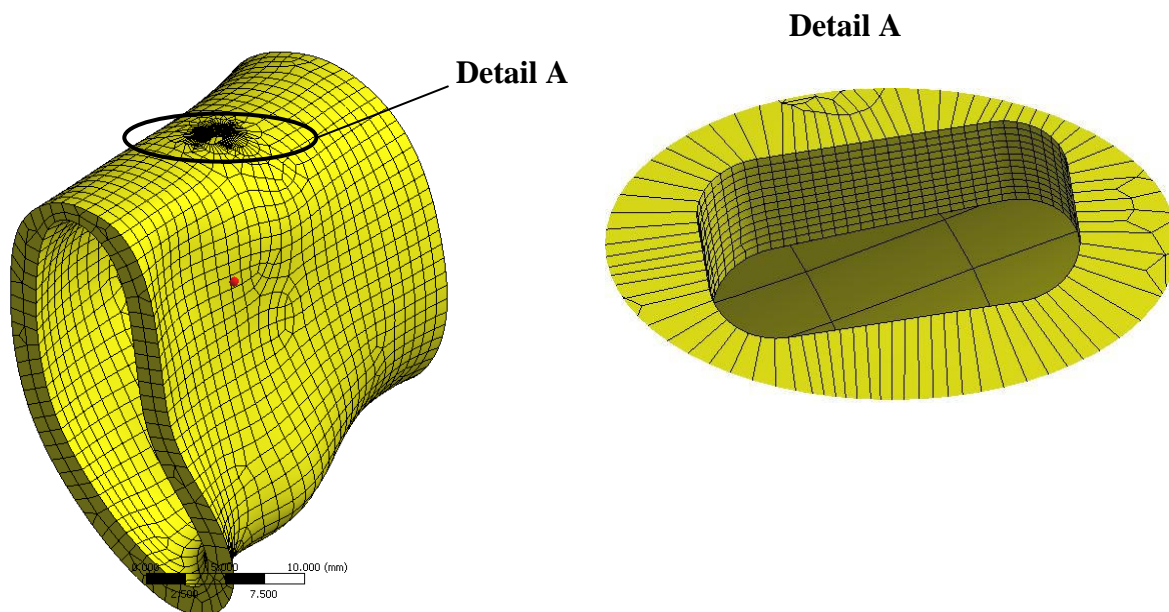


Obr. 9.17. Konečnoprvkový model implantátů

Na modelu geometrie kortikální kosti byla generována hrubější konečnoprvková síť o velikosti elementu 1 mm. Jemnější a pravidelnější síť byla vytvořena v místech styku dvou

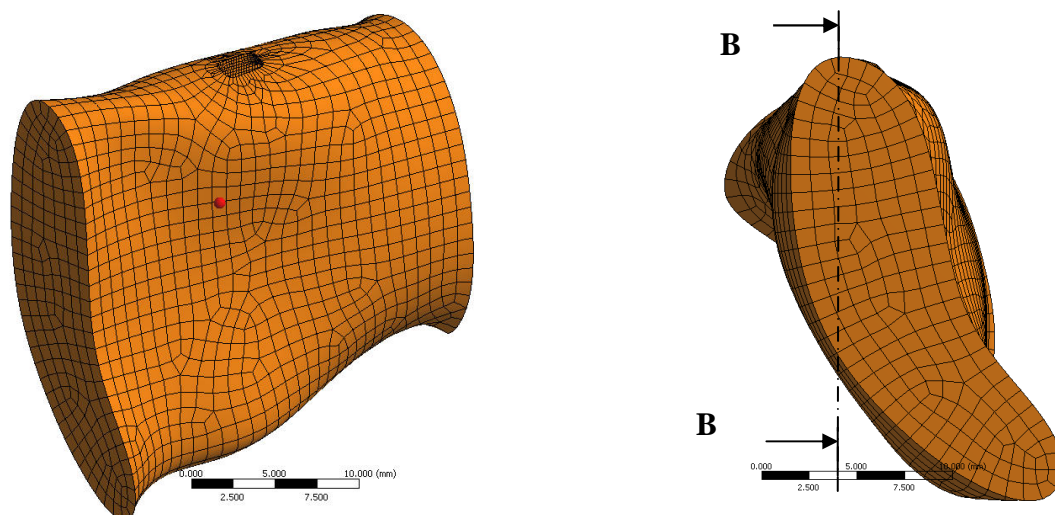


těles na krčku o velikosti elementu 0,1 mm pomocí dělení hran a ploch obr.9.18. Pravidelnost sítě byla zajištěna pomocí mapování.

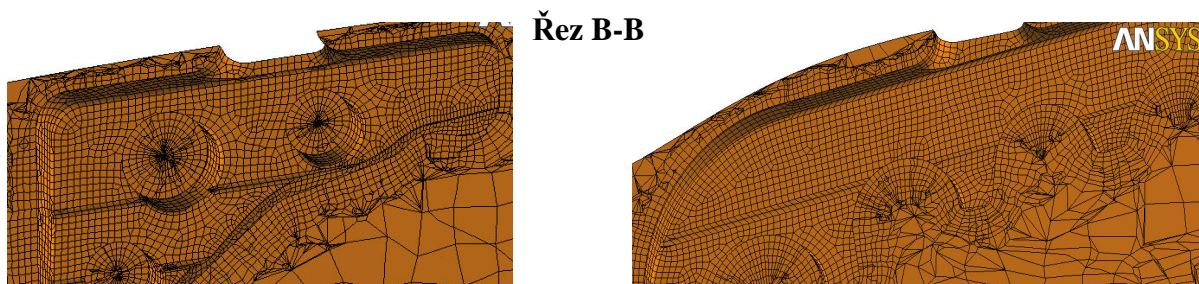


Obr. 9.18. Konečnoprvkový model kortikální kosti

Pro vytvoření konečnoprvkové sítě spongiózní kosti byly použity solid prvky, (*Hex-Dominant*) s globální velikostí (*BodySizing*) elementu 1 mm obr.9.19. V místě spojení s implantátem a možných místech vzniku koncentrátorů byla volena velikost elementu na hrany a na plochy 0,2 mm obr.9.20. Byla vytvořena mapovaná síť, aby se předešlo problémům s konvergencí.



Obr. 9.19. Konečnoprvkový model spongiózní kosti



Obr. 9.20. Řez konečnoprvkového modelu spongiózní kostí

Tvorba sítě modelu implantátu, kortikální a spongiózní kosti byla omezena, aby mohla být splněna podmínka 256 000 uzlů.

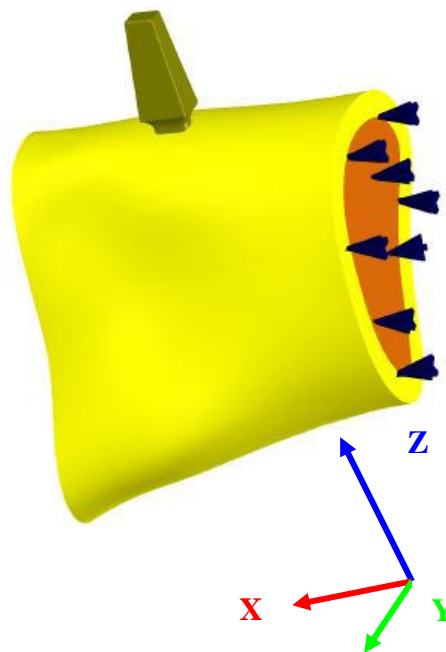
### 9.3 Model vazeb

Jestliže jsou na určitém objektu řešeny problémy deformačně napětového charakteru pomocí metody konečných prvků v ANSYSu, pak je nutné zabránit volnému pohybu tělesa jako celku. Řešení spodní čelisti včetně zahrnutí kloubu, svalu a chrupavek přesahuje možnosti této diplomové práce. Implantát je řešen s dostatečně velkým okolím kosti dolní čelisti tak, aby vzniklé silové působení neovlivňovalo deformaci a napjatost mimo tuto řešenou oblast. Zamezíme posuvům ve všech uzlech ležících v rovině řezu blíže k čelistnímu kloubu, což jednoznačně určuje polohu dolní čelisti s implantátem v prostoru obr.9.21.

$$U_x = 0$$

$$U_y = 0$$

$$U_z = 0$$

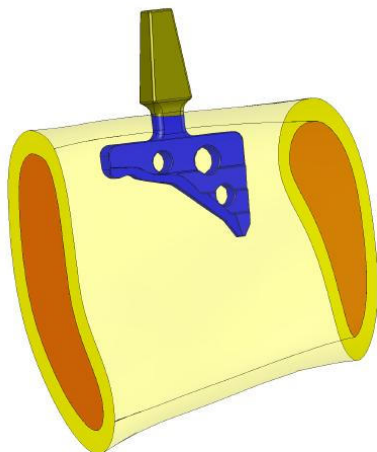


Obr. 9.21. Okrajové podmínky

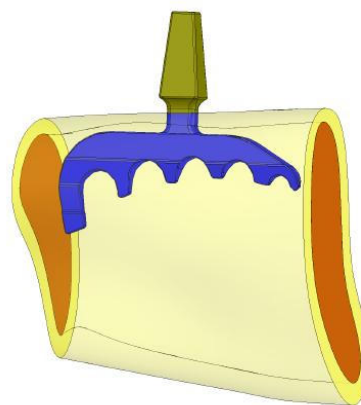
Vazby mezi kortikální a spongiózní kostí jsou modelovány vazbou BONDED ALWAYS. Kontakt byl vytvořen pomocí prvku (*TARGE170*, *CONTA174*) viz kap.9.2. Mezi kostmi a implantátem bude modelován kontakt BONDED ALWAYS (pevná vazba prvků s rozdílnou sítí). Tento kontakt bude použit v první variantě (Varianta I) výpočtu v místech,



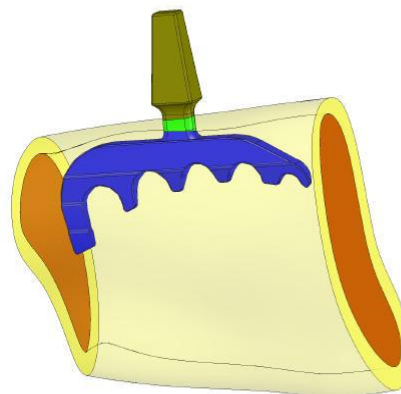
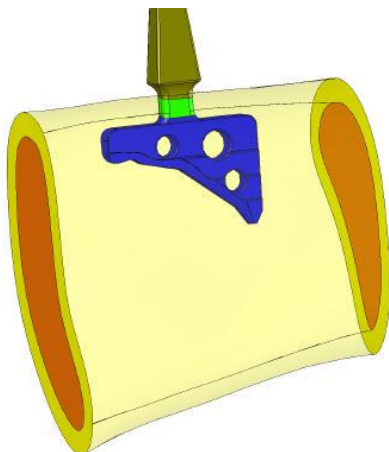
kde předpokládáme oseointegraci. V druhém případě bude modelována situace, kdy oseointegrace nenastane v místech krčku implantátu. Použijeme zde vazbu STANDART, kde bude docházet k relativní posuvům obr.9.22. Na obrázku jsou barevně vyznačeny jednotlivé kontakty pro první a druhou variantu oseointegrace pro oba implantáty. Toto značení bude použito i pro zobrazení výsledků v grafech.



Kontakt BONDED – Varianta I ( přirostlá kortikální kost v oblasti krčku implantátu)



Kontakt STANDART – Varianta II ( nepřirostlá kortikální kost v oblasti krčku implantátu)

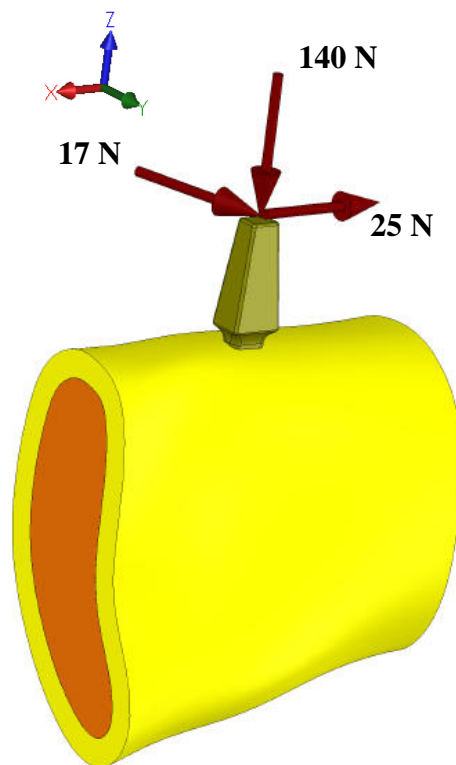


Obr. 9.22. Barevné značení zvolených kontaktů – BONDED ALWAYS - *Varianta I a*  
STANDART - *Varianta II*

## 9.4 Model zatížení

Dlouhodobá stabilita spojení implantátů s kostí je ovlivňována individuálními podmínkami pacienta jako jsou okluse, velikost a pravděpodobně i směr žvýkací síly či počet a umístění implantátů, jejich tvar a sklon. Mechanismus žvýkání a základní pohyby čelisti jsou podrobně popsány v kapitole (7.1.3 a 7.1.4). Žvýkací síla, která působí při prokusování sousta, má nejčastěji směr rovnoběžný s průběhem interalveolární osy. Při třecích pohybech (mediální tření) se tento směr mění na převážně vestibulo – orální. Přesahuje-li velikost působící síly adaptační možnosti kosti, dochází k úbytku kostní hmoty. Přetížení je obecně považováno za pravděpodobnou příčinu pokračující resorpce kosti.[13].

Hodnoty zatížení implantátu byly převzaty z lit. [13] [11]. Žvýkání bylo simulováno prostorovým nesympetrickým zatížením implantátu. Jednotlivá zatížení byla volena ve směru 140 N kranio – kaudálním, zatížení na první premolár (viz.kap.7.4, Tab.7.4), 17 N ve směru vestibulo – orálním a 25 N disto – mesialním obr.9.23.



Obr. 9.23.Zatížení dentálního implantátu

## 9.5 Model materiálu

Na dané rozlišovací úrovni je pro kostní tkáň použit homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Vzhledem k velkým rozdílům v hodnotách modulu pružnosti v tahu ( $E$ ) v různých literárních zdrojích, byla provedena pro tuto materiálovou charakteristiku citlivostní analýza. Hodnota  $E$  byla v této citlivostní analýze v rozsahu 20 – 1000 MPa. Pro kortikální kost 13 000 MPa. Poissonovo číslo je pro spongiózu, kortiku a dentální implantát 0,3. Materiál dentálního implantátu je CP Titan, kde modul pružnosti v tahu je 110000 MPa Tab.8.2. Materiálové charakteristiky dentálního implantátu a jeho mechanické vlastnosti jsou popsány v kap.8.3.2.

## **9.6 Realizace výpočtu**

Výpočty byly realizovány na počítačích na ÚMT FSI VUT v Brně. Dvou - procesorové stanice s 2GB RAM, procesor intel Core Duo inside s frekvencí 2GHz a s 300 GB harddiskem.

## **9.7 Nastavení řešiče výpočtového systému ANSYS**

Úspěšnost a efektivitu řešení významně ovlivňuje nastavení typu řešiče a podmínek řešení. Programový systém ANSYS nabízí pro řešení několik typů řešičů, z nichž pro rozsáhlé úlohy s velkým počtem konečných prvků je nejvhodnější některý z iteračních řešičů. Proto bude pro řešení soustavy implantát a dolní čelist použit iterační řešič *The Preconditioned Conjugate Gradient* (PCG). Řešič PCG je vhodný pro velké náročnější 3-D modely. Přesnost PCG řešiče je nastavena na hodnotu  $1,0 \cdot 10^{-8}$ . V běžných výpočtech je dostačující přesnost  $1,0 \cdot 10^{-5}$ . Délka trvání výpočtů se pohybovala u každé řešené úlohy v závislosti na rozsahu nelinearity, a to v řádu 30 minut až 3 hodin. Časová náročnost je též závislá na použitém typu řešiče, použitém hardwaru, na kterém byl výpočet uskutečněn, a také na rozsahu a velikosti řešené úlohy.

## 10 Prezentace a analýza výsledků

Pomocí testovacích výpočtů byly odstraněny drobné nepřesnosti vzniklé při tvorbě modelu geometrie soustavy implantátu s dolní čelistí. Vhodným nastavením řešiče, změnou hustoty sítě nebo prvku byla snížena časová náročnost výpočtů při zachování dostatečné přesnosti výsledků.

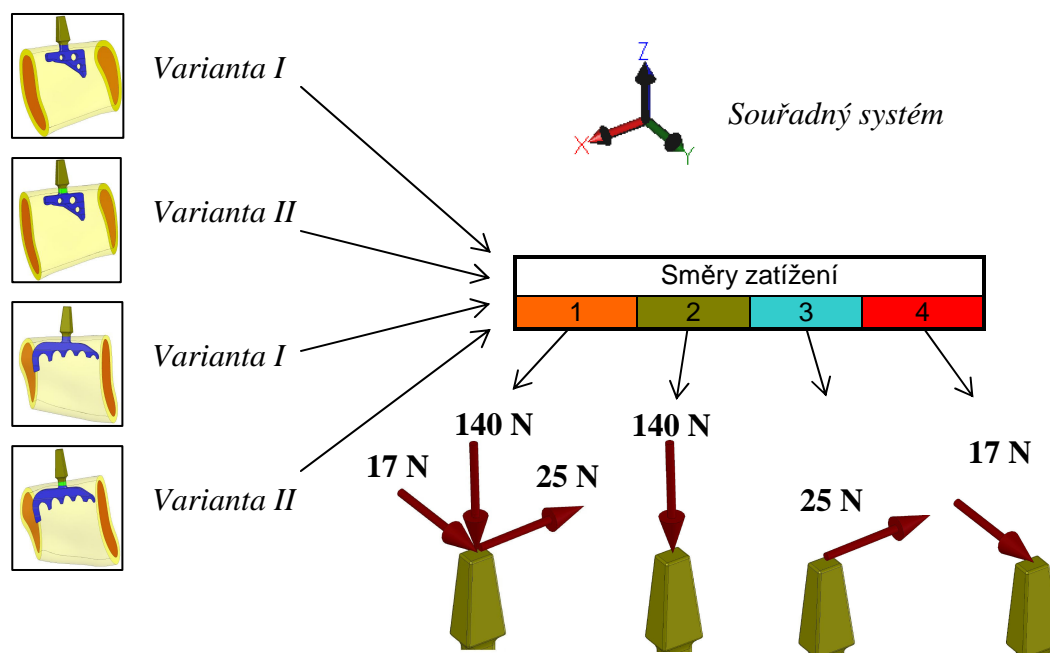
### 10.1 Citlivostní analýza

Úkolem citlivostní analýzy je vyšetřit vliv hodnoty vstupních veličin na hodnoty veličin výstupních. Citlivostní analýza byla provedena pro modul pružnosti spongiózní kosti a její vliv na napjatost a deformaci. Měníci se parametr je modul pružnosti spongiózní kosti v rozsahu 20 – 1000 MPa a zatížení dentálního implantátu při dvou řešených variantách oseointegrace (Varianta I a II). Poissonovo číslo  $\mu$  (součinitel příčné koncentrace) a modul pružnosti kortikální kosti byly konstantní pro všechny varianty výpočtů.

Citlivostní analýza byla provedena pro implantát zatížený třemi silami uvedenými v kapitole 9.4. K detailnímu posouzení silového působení na deformaci a napjatost a vlivu sil působících v základních směrech bylo nutné provést řešení i pro jednotlivé síly působící samostatně, viz obr. 10.1. Na tomto obrázku je znázorněno působení všech sil a jejich orientace v prostoru. Všechny řešené varianty jsou označeny číslem a barevně zvýrazněny pro snadnější přehled v prezentovaných grafech.

Při provedení deformačně napětíové analýzy jsou pro posouzení mezního stavu důležitější průběhy prvního (S1) a třetího hlavního napětí (S3). Z hlediska možného porušení křehkým lomem je významné napětí S1. V těch případech, kde se stává dominantním napětím S3 je třeba jej brát jako rozhodující při posuzování mezního stavu. Na základě charakteru těchto napětí lze konstatovat jestli jsou v kosti oblasti přetížené, případně nezatížené. Kostní tkáň má obousměrný mezní stav, tzn. přetížená tkáň a nezatížená tkáň je postižena atrofí a odumírá a nemá schopnost se remodelovat (Wollfův zákon [16]).

Pro celou citlivostní analýzu bylo provedeno 176 výpočtů, jejichž délka trvání závisela především na typu úlohy a na modulu pružnosti spongiózní kosti. Při uvažovaných nejnižších hodnotách modulu pružnosti spongiózy a varianty neoseintegrované kortikály k implantátu se čas jednoho výpočtu pohyboval kolem cca 2 hodin. Celková doba řešení byla přibližně 200 hodin.

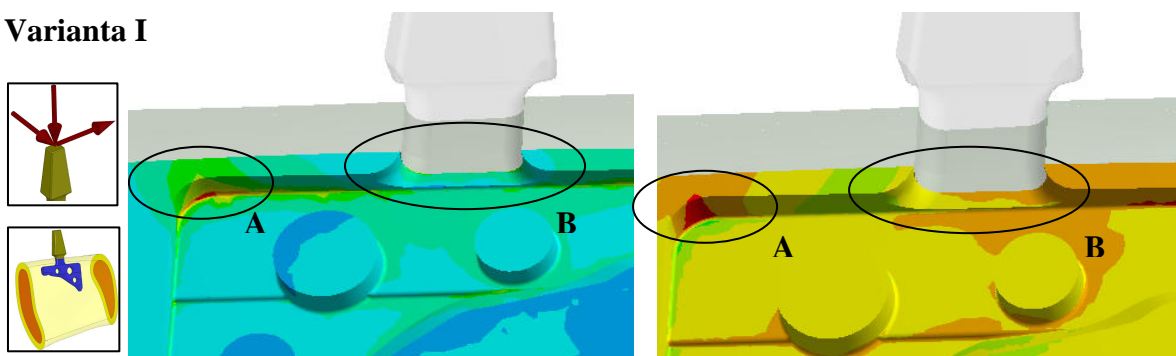


Obr. 10.1 Přehled řešených variant

Analýza byla zaměřena na spongiózní kost, kde bylo zajímavé sledovat, jak se mění napětí v oblasti maximálních hodnot pro S1 a S3. Oblast maximálního napětí byla v místě zaoblení viz obr. 10.2 - 10.5 ( zvýrazněno elipsou a označeno A). Obrázky 10.2 - 10.5 zobrazují stav pro zatížení třemi silami a zatížení silou 140 N.

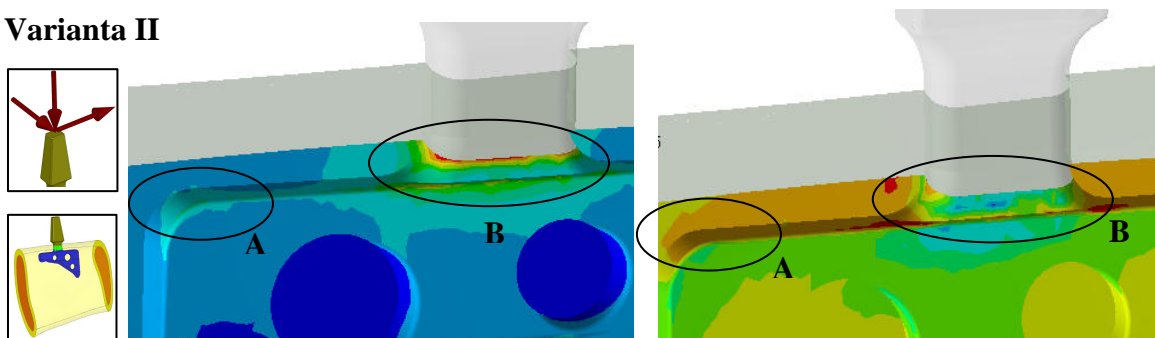
Posouzení vlivu oseointegrované kortikální kosti k implantátu umožňuje srovnání polí napětí pro variantu I a II. K srovnání byla vynesena napětí S1 a S3 ve spongiózní kosti v oblasti krčku (zvýrazněno elipsou a označeno B). V těchto vybraných oblastech byly odečítány hodnoty napětí pro všechny čtyři varianty zatěžování. V oblasti krčku bylo sledováno místo, ve kterém u varianty II nabývají napětí S1 a S3 svých maximálních hodnot, viz obrázek 10.3 (označeno B). Ve stejném místě pak bylo sledováno napětí S1 a S3 i u varianty I. Tímto způsobem bylo posuzované napětí i při působení samostatných sil. Mění se pouze oblast maximálních hodnot vlivem přerozdělení napětí v důsledku různého směru působící síly, viz obr.10.6. – 10.9. Na obrázcích 10.6. – 10.9 jsou vyznačeny oblasti extrémních napětí. Hodnoty maximálních napětí v těchto oblastech, pro hodnotu modulu pružnosti v tahu spongiózní kostní tkáně v rozsahu 20 – 1000 MPa, jsou vyneseny v grafech na obr.10.11 – 10.26.

**Varianta I**



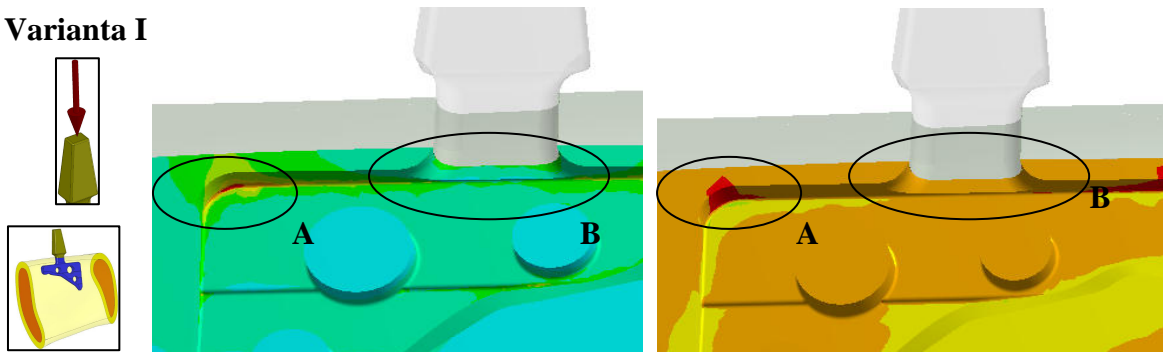
Obr. 10.2. Napětí S1, S3 varianta I - zatížení třemi silami 140 N, 25 N, 17 N

**Varianta II**



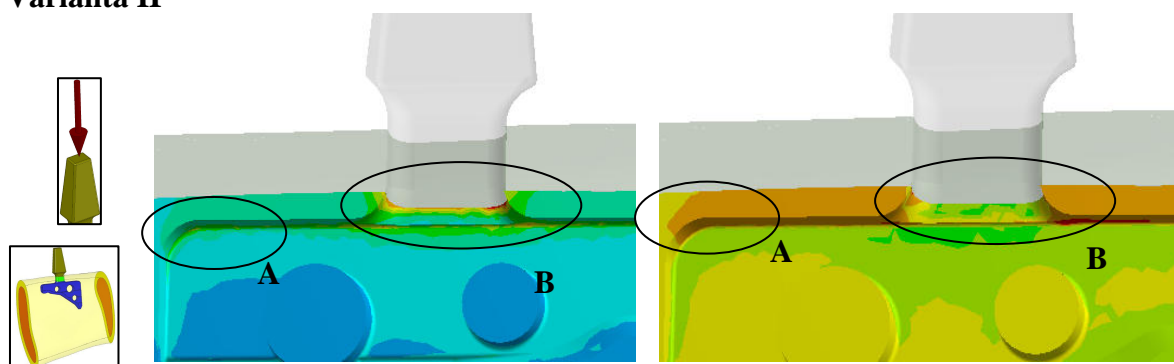
Obr. 10.3. Napětí S1, S3 varianta II - zatížení třemi silami 140 N, 25 N, 17 N

**Varianta I**



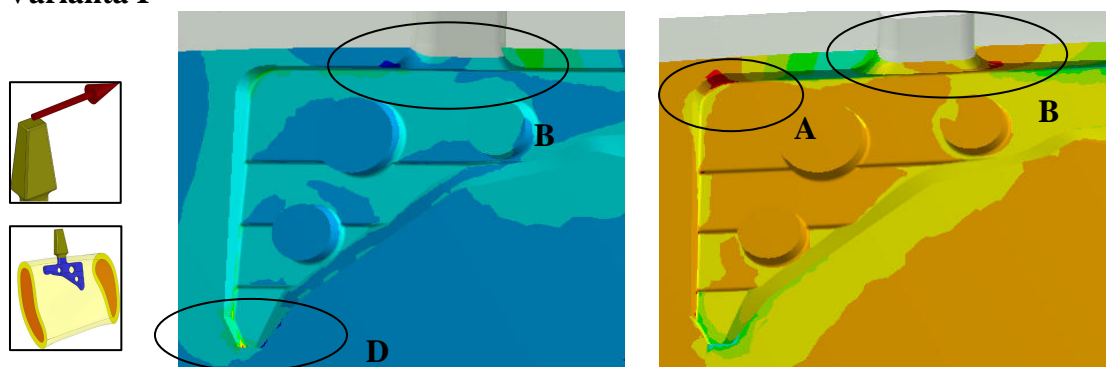
Obr. 10.4. Napětí S1, S3 varianta I - zatížení jedinou silou 140 N

**Varianta II**



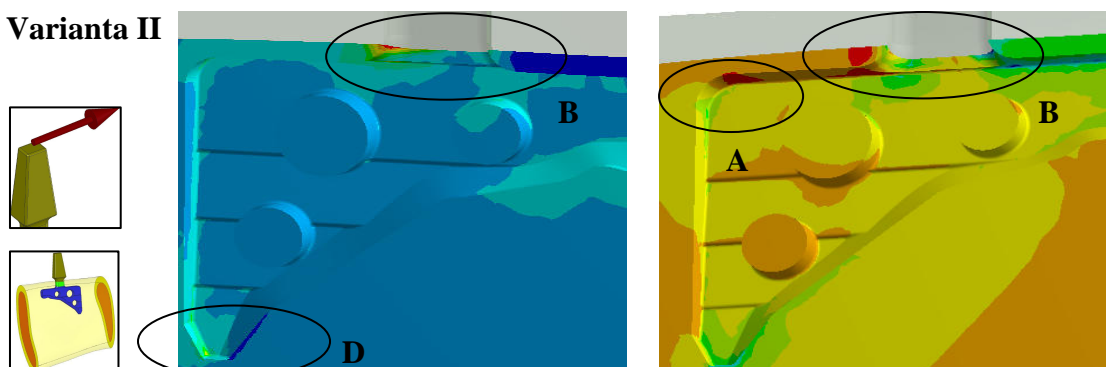
Obr. 10.5. Napětí S1, S3 varianta II - zatížení jedinou silou 140 N

**Varianta I**



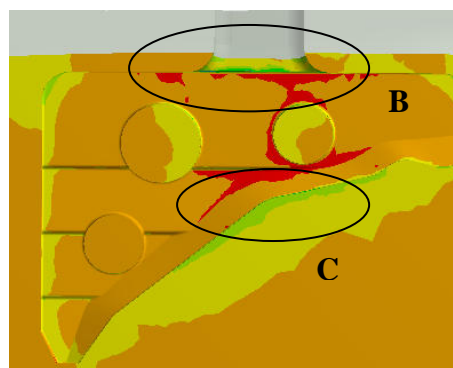
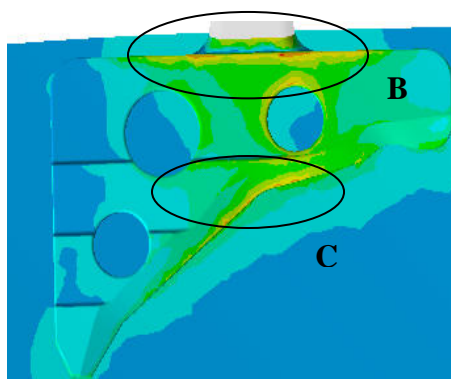
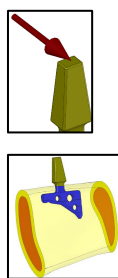
Obr. 10.6. Napětí S1, S3 varianta I - zatížení jedinou silou 25 N

**Varianta II**



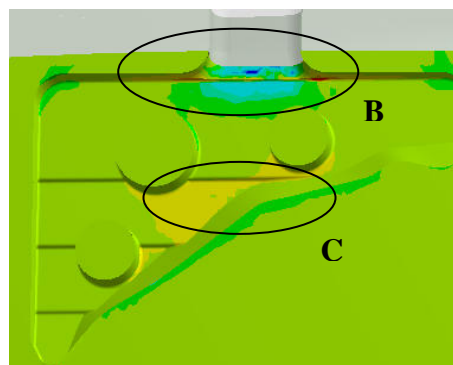
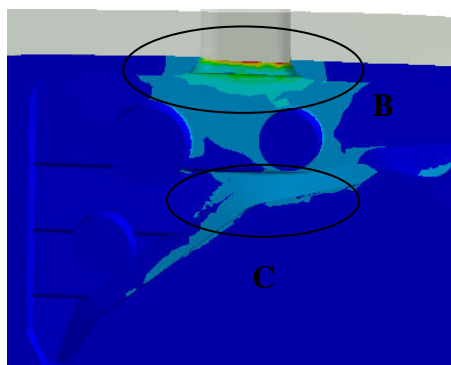
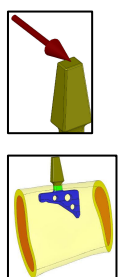
Obr. 10.7. Napětí S1, S3 varianta II - zatížení jedinou silou 25 N

### Varianta I



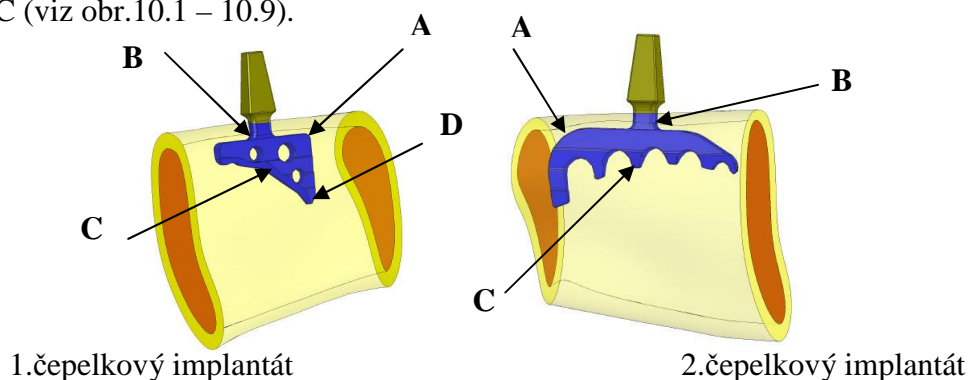
Obr. 10.8. Napětí S1, S3 varianta I - zatížení jedinou silou 17 N

### Varianta II



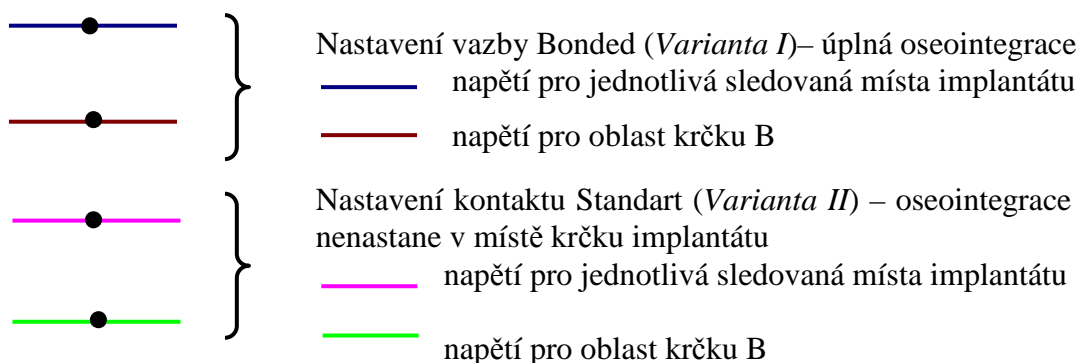
Obr. 10.9. Napětí S1, S3 varianta II - zatížení jedinou silou 17 N

Na obrázcích grafů 10.11 – 10.26 jsou závislosti napětí S1 a S3 spongiózní kosti a jejím modulu pružnosti pro oba implantáty. Sledovaná místa a oblasti jsou zakreslena a vyznačena na předchozích obrázcích 10.1 – 10.9. Jsou označena písmeny A až D a jejich poloha je schématicky zakreslena na obrázku 10.10. U druhého implantátu byly sledovány tři oblasti A, B, C (viz obr.10.1 – 10.9).



Obr. 10.10. Popis analyzovaných oblastí ve spongiózní kosti

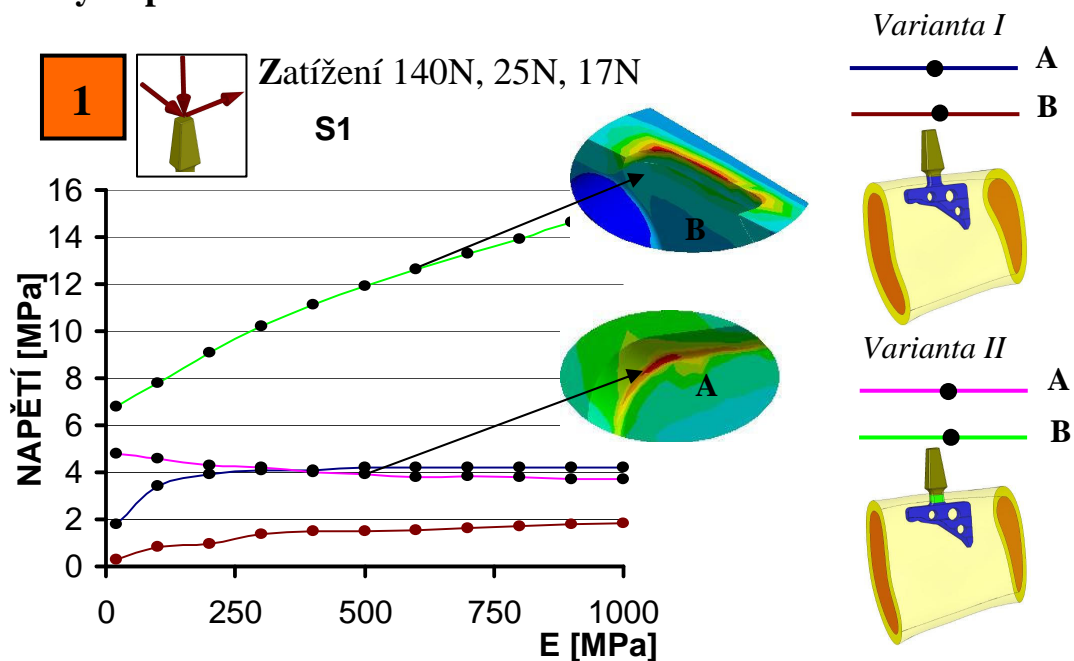




## 10.2 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti a zatížení dolní čelisti na hlavní napětí S 1 a S 3

Z grafů obr.10.11 - 10.26 popisující závislost prvního hlavního napětí (S1) a třetího hlavního napětí (S3) na modulu pružnosti v tahu spongiózy. Grafy jsou provedeny pro dvě varianty ( I, II ) přirostlá a nepřirostlá kortikální kost ke krčku implantátu při různých zatížení implantátu 1 - 4.

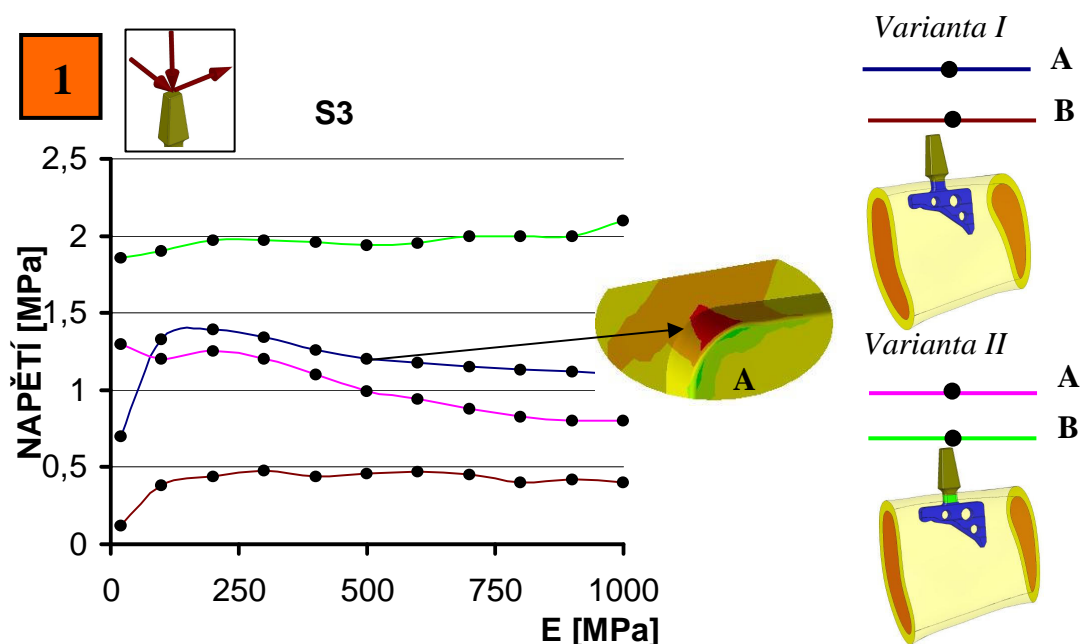
### 1.Čepelkový implantát



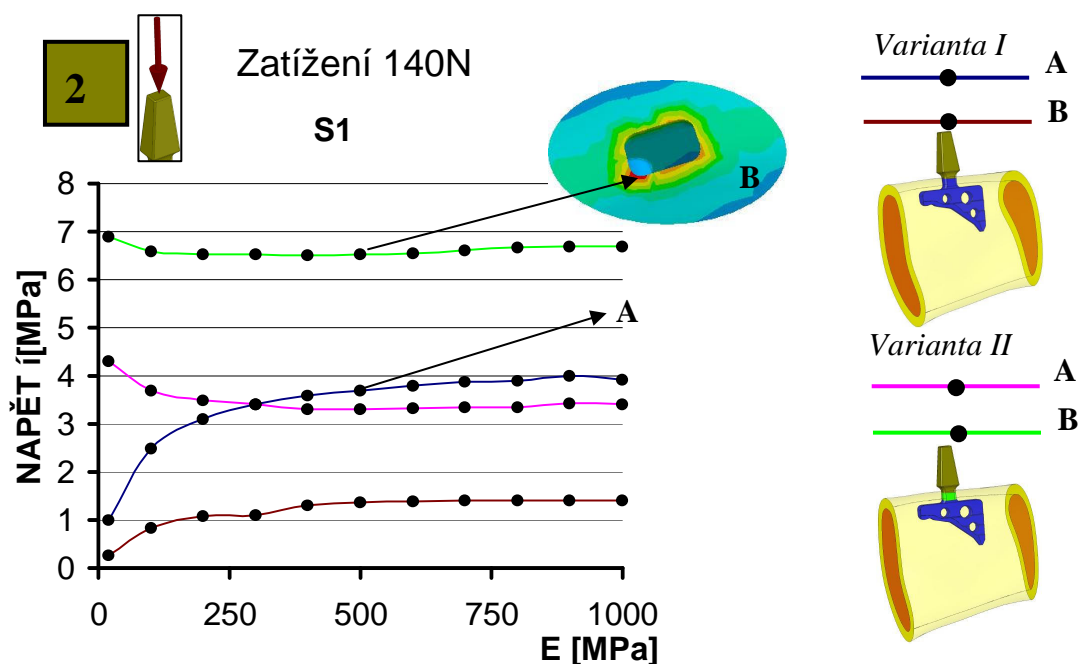
Obr. 10.11.Hlavní napětí S1 spongiózy při zatížení – 140N, 25N, 17N

Napětí ve sledovaném místě A se při obou variantách oseointegrace od hodnoty E modulu pružnosti spongiózy 250 MPa téměř nemění obr.10.11 a 10.12. Vyrůstá pouze napětí

při variantě II, kdy kortika není přirostlá ke krčku implantátu – oblast B. Napětí S3 u sledovaného místa A jsou téměř stejná od hodnoty E 250 MPa.

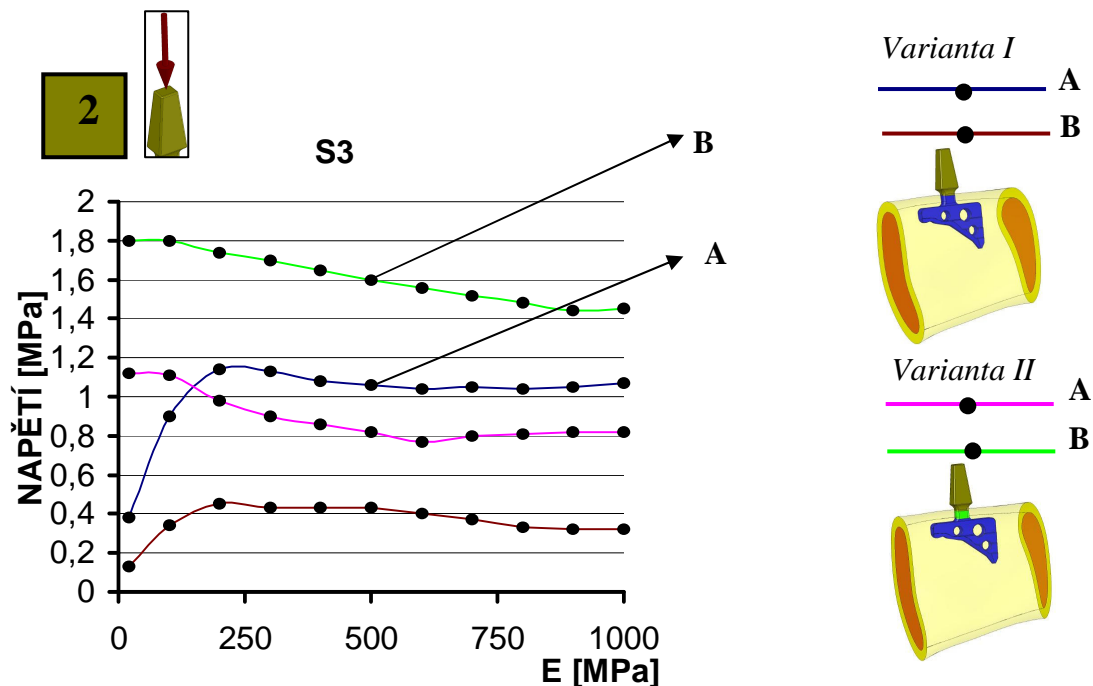


Obr. 10.12. Hlavní napětí S 3 spongiózy při zatížení – 140N, 25N, 17N

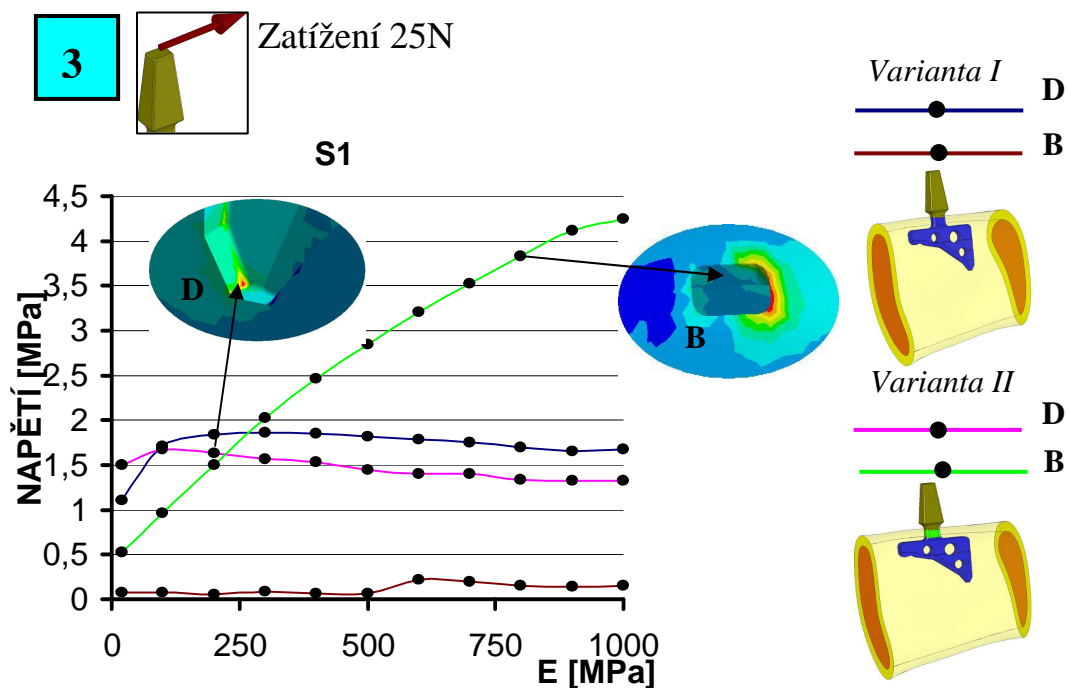


Obr. 10.13. Hlavní napětí S 1 spongiózní kosti při zatížení 140N (kranio – kaudálním)

Při zatížení silou 140 N zůstávají napětí přibližně stejná od hodnoty E 250 MPa pro obě zvolené varianty v oblasti A obr.10.13 a 10.14.



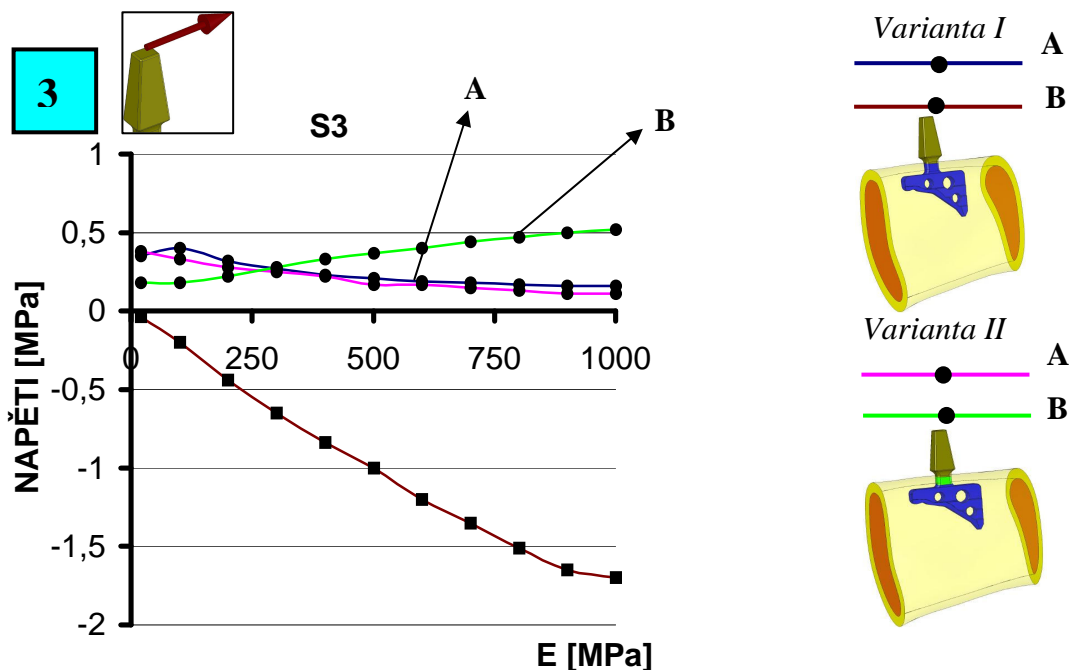
Obr. 10.14. Hlavní napětí S3 spongiózní kosti při zatížení 140N (kranio – kaudálním)



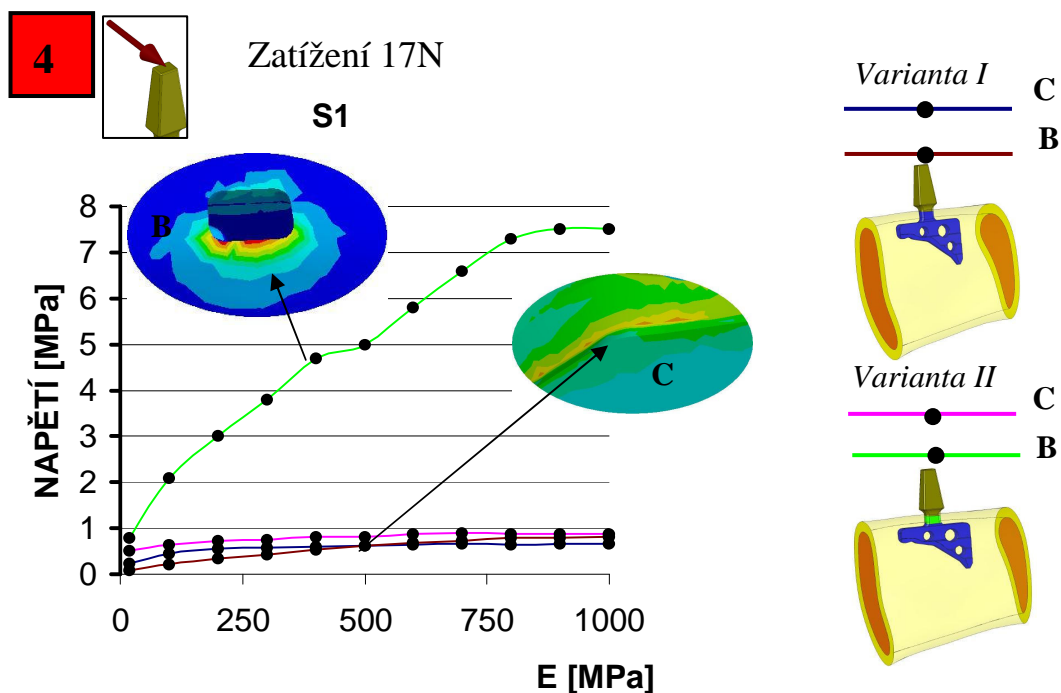
Obr. 10.15. Hlavní napětí S1 spongiózy při zatížení 25N (disto – mediálním)

U bočních sil (25 N) napětí výrazně vzrůstá v oblasti krčku spongiózy – oblast B pro variantu nepřirostlé kortiky obr.10.15. Napětí ve sledovaném místě D pro obě varianty přirostlé a nepřirostlé kortiky se nemění a jsou přibližně stejná. Hlavní napětí S3 při působení samostatných bočních sil (25N případně 17N) se dostává do oblasti záporných hodnot

obr. 10.16. V případě nepřirostlé kortiky dochází k natočení implantátu. U varianty přirostlé kortiky dochází ke vzniku tlakové oblasti a naopak při variantě nepřirostlé kortiky dochází v této oblasti k tahu obr.10.28.

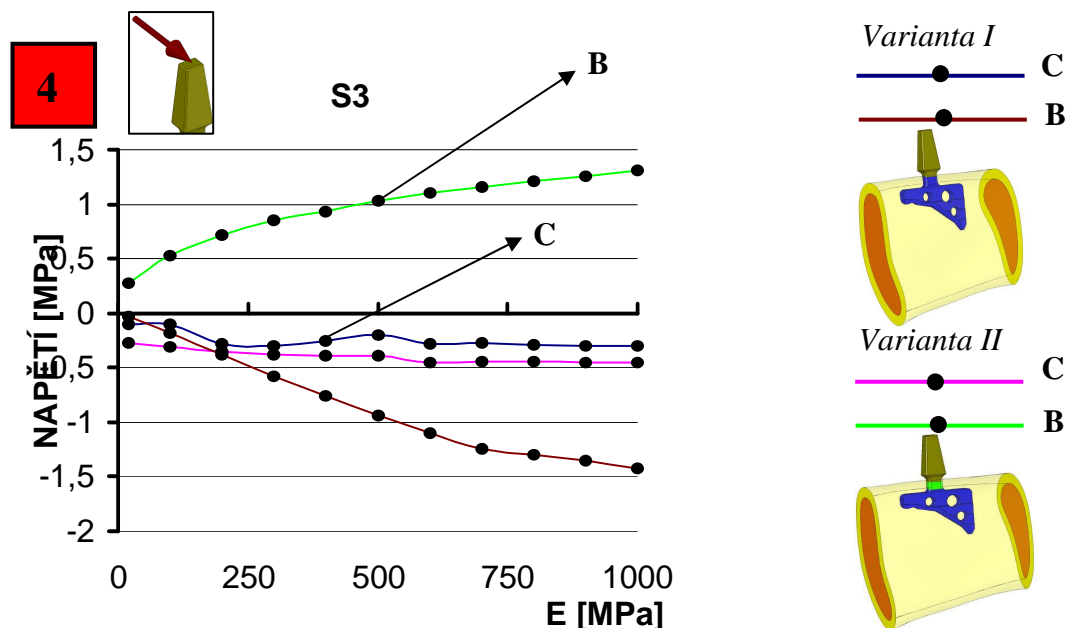


Obr. 10.16.Hlavní napětí S3 spongiózy při zatížení 25N (disto – mesiálním)



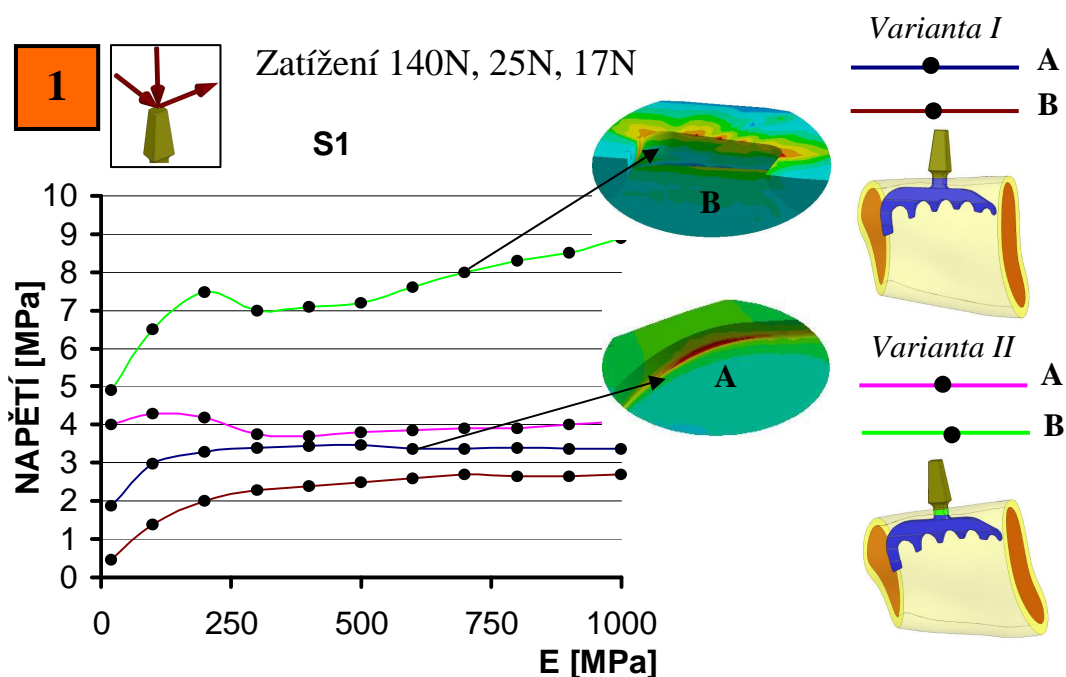
Obr. 10.17.Hlavní napětí S1 spongiózy při zatížení 17N (vestibulo – orálním)

U boční síly (17N) napětí výrazně stoupá pro variantu II – nepřirostlá kortika obr.10.17. Sledovaná oblast C pro Variantu I a II se nemění a zůstávají stejná. Hlavní napětí S3 při působení samostatných bočních sil (25N případně 17N) se dostává do oblasti záporných hodnot obr.10.18. Tlaková oblast vzniká při variantě přirostlé kortiky, kdy na stejném místě v případě nepřirostlé kortiky vzniká tah obr.10.29.



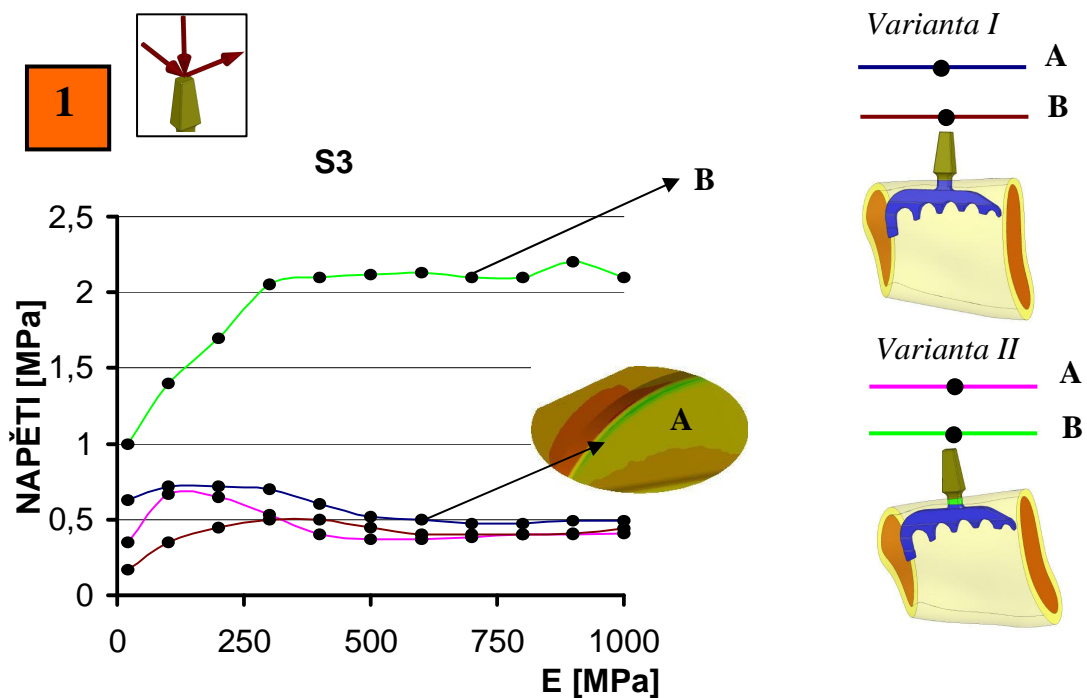
Obr. 10.18. Hlavní napětí S 1 spongiózy při zatížení 17N (vestibulo – orálním)

## 2. Čepelkový implantát

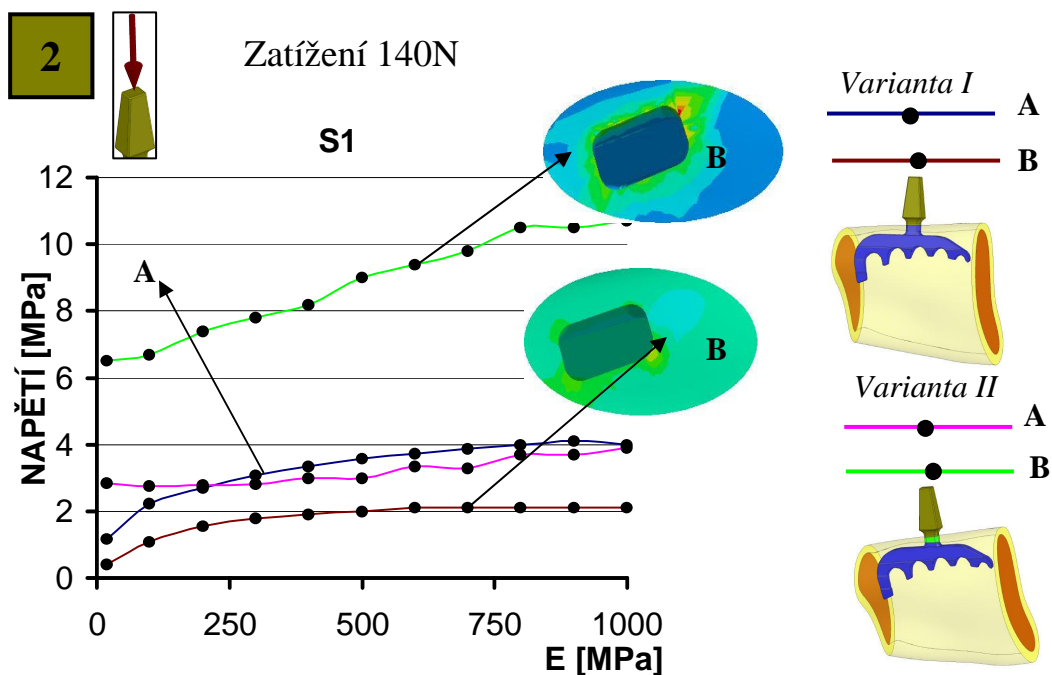


Obr. 10.19. Hlavní napětí S1 spongiózy při zatížení – 140N, 25N, 17N

Od hodnoty E modulu pružnosti spongiózy 250 MPa se hodnoty napětí příliš nemění u sledovaného místa A při obou variantách oseointegrace obr.10.19 a 10.20. Napětí vzrůstá při Variantě II, kdy kortika není přirostlá a napětí se nejvíce projevuje v oblasti krčku spongiózy – sledované místo B.

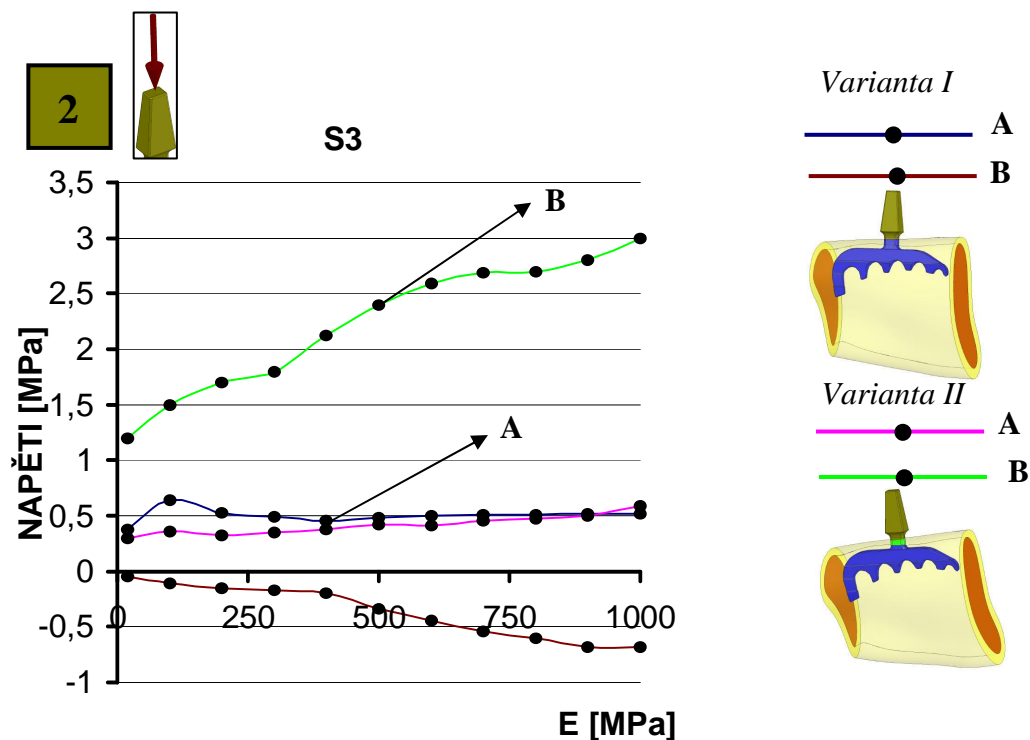


Obr. 10.20. Hlavní napětí S3 spongiózy při zatížení – 140N, 25N, 17N

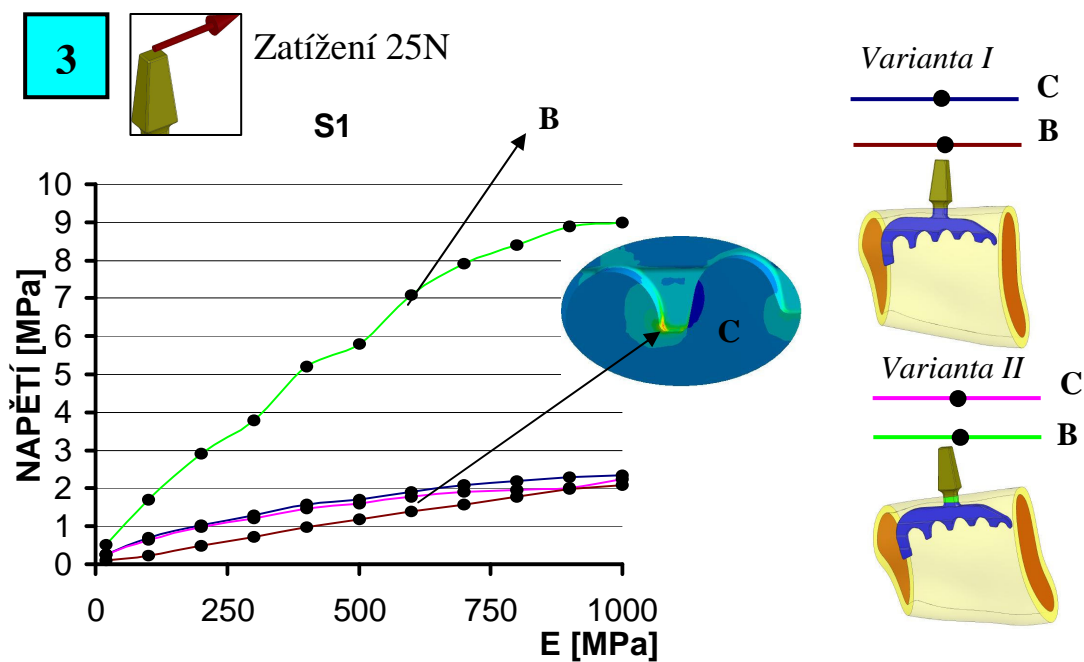


Obr. 10.21. Hlavní napětí S1 spongiózy při zatížení 140N (kranio – kaudálním)

Při zatížení silou 140 N sledovaná oblast A pro obě varianty od oblasti E 250 MPa zůstává přibližně stejná obr.10.21 a 10.22. Křivka pro oblast B při variantě nepřirostlé kortiky mírně vzrůstá.

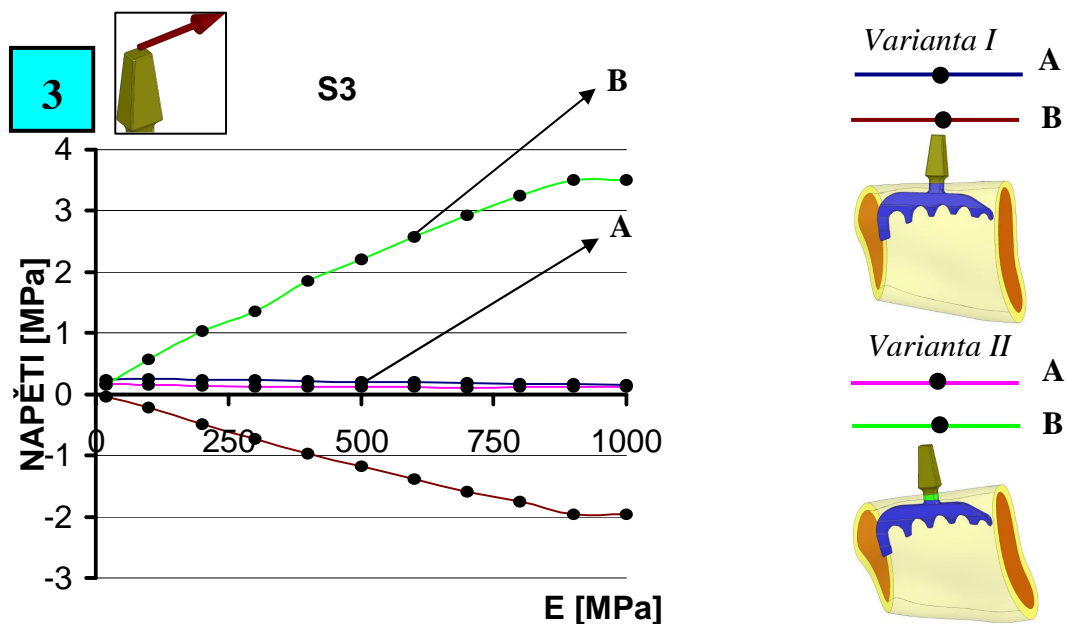


Obr. 10.22. Hlavní napětí S3 spongiozy při zatížení 140N (kranio – kaudálním)

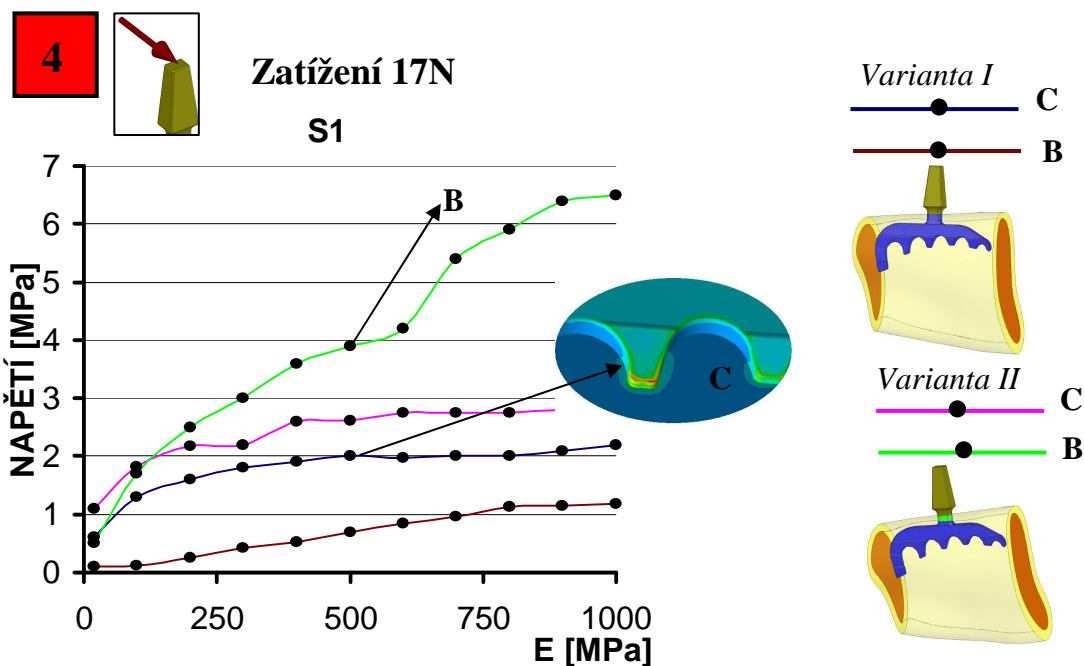


Obr. 10.23. Hlavní napětí S1 spongiozy při zatížení 25N (disto – mesiálním)

Napětí výrazně vzrůstá v oblasti krčku – oblast B pro variantu nepřirostlé kortiky při působení bočních sil (25N) obr.10.23 a 10.24. Sledované místo C pro obě varianty oseointegrace kortiky se nemění. Hlavní napětí S3 při působení samostatné boční síly (25N) se dostává do oblasti záporných hodnot. V případě nepřirostlé kortiky dochází k natočení implantátu. Natočení způsobí tahové napětí. U varianty přirostlé kortiky dochází ke vzniku tlakové oblasti a naopak při variantě nepřirostlé kortiky dochází v této oblasti k tahovým napětím obr.10.28.



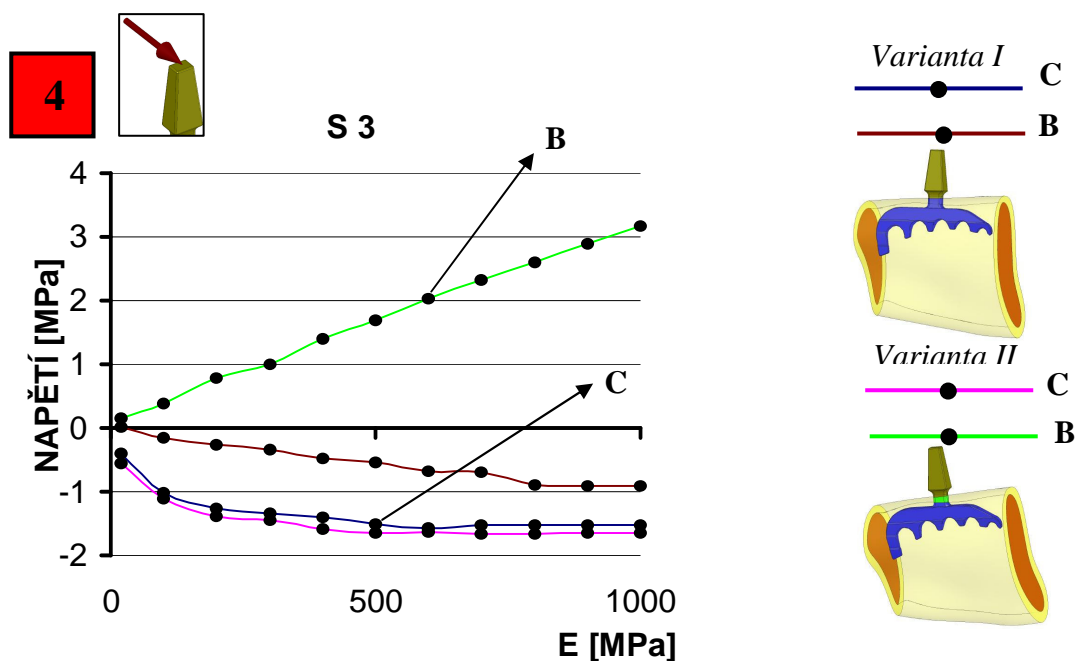
Obr. 10.24. Hlavní napětí S3 spongiózy při zatížení 25N (disto – mesiálním)



Obr. 10.25. Hlavní napětí S1 spongiózní kosti při zatížení 17N (vestibulo – orálním)

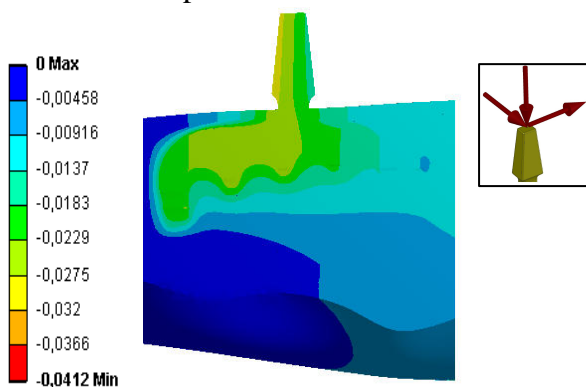


Při zatížení bočními silami (17N) napětí pro variantu II – nepřirostlá kortika opět výrazně stoupá obr.10.25. Sledovaná oblast C pro Variantu I a II se nemění. Hlavní napětí S3 při působení samostatných bočních sil (17N) se dostává do oblasti záporných hodnot obr.10.26. V případě nepřirostlé kortiky dochází k natočení implantátu. Natočení způsobí tahové napětí. U varianty přirostlé kortiky dochází ke vzniku tlakové oblasti a naopak při variantě nepřirostlé kortiky dochází v této oblasti k tahovému namáhání obr.10.29.

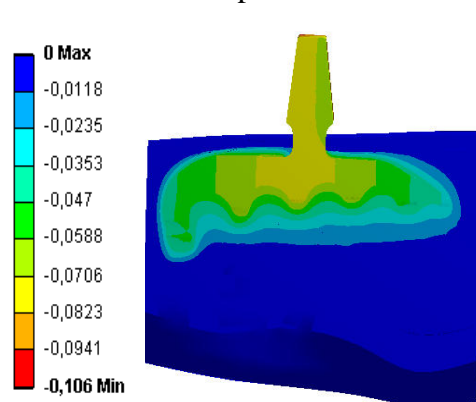


Obr. 10.26.Hlavní napětí S3 spongiózy při zatížení 17N (vestibulo – orálním)

Variant I. - přirostlá kortika

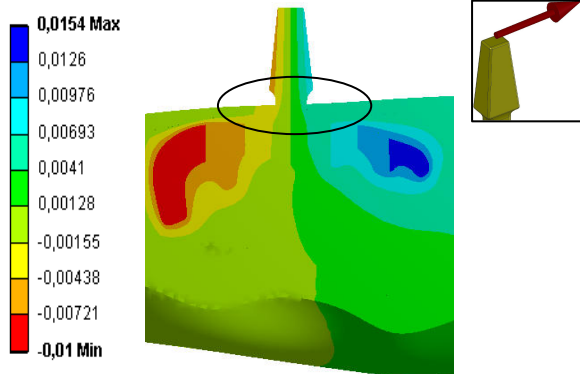


Variant II. - nepřirostlá kortika

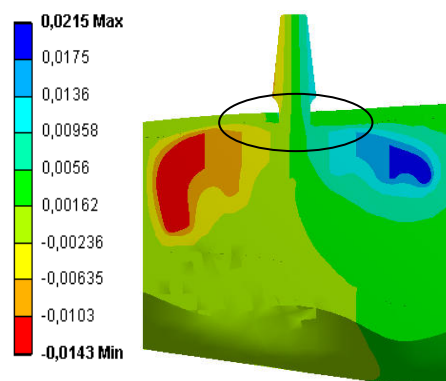


Obr. 10.27.Posuvy Uz zatížení třemi silami (140N, 25N, 17N)

*Varianta I. - přirostlá kortika*

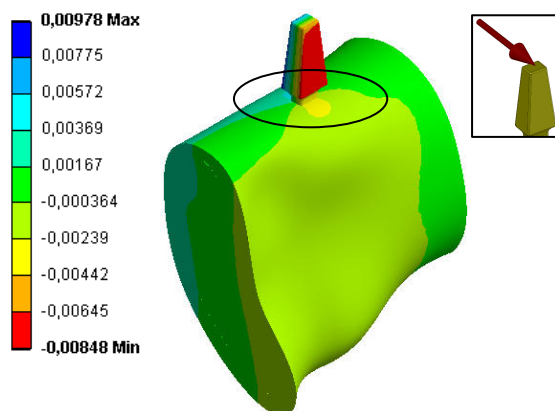


*Varianta II. - nepřirostlá kortika*

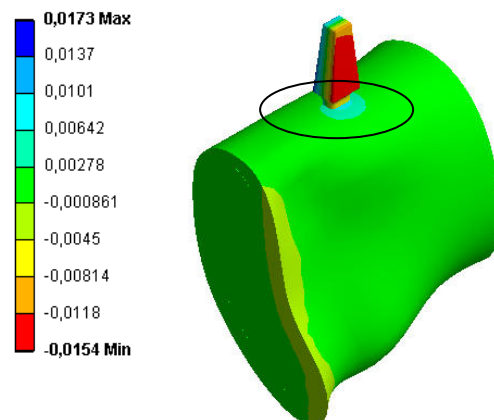


Obr. 10.28. Posuvy Uz při zatížení 25N (disto – mesiálním)

*Varianta I. - přirostlá kortika*



*Varianta II. - nepřirostlá kortika*

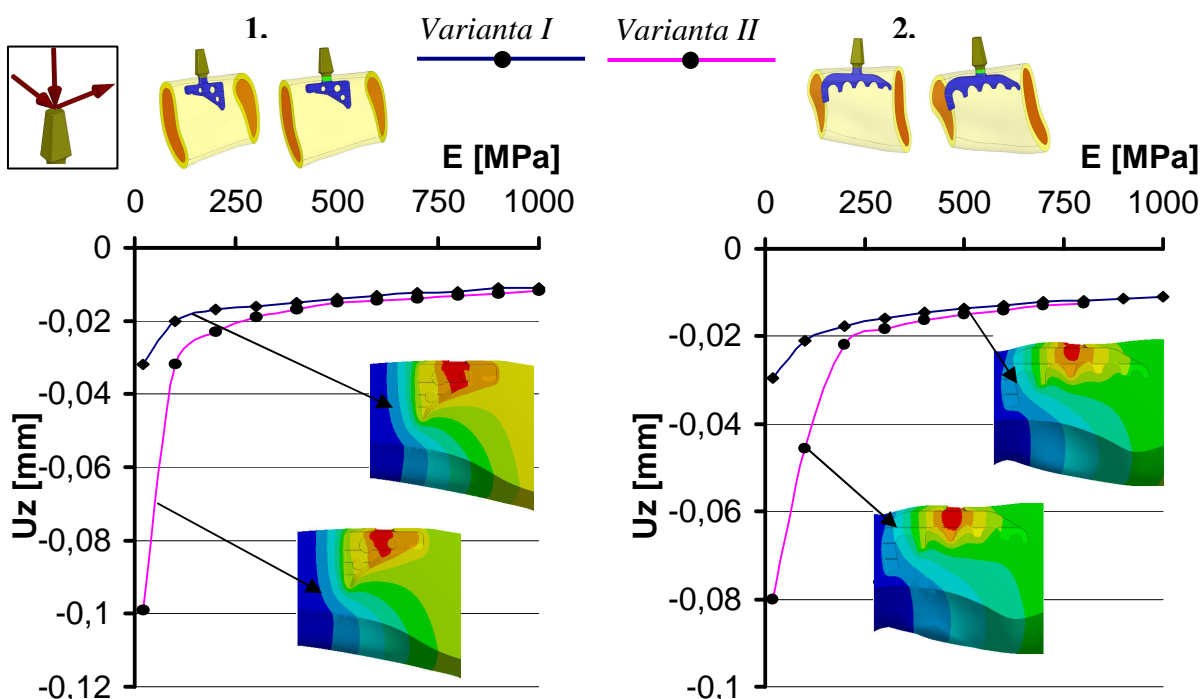


Obr. 10.29. Posuvy Uz při zatížení 17N (vestibulo – orálním)

Pro variantu přirostlé a nepřirostlé kortiky jsou vykresleny na obr.10.27 – 10.29 posuvy Uz celé soustavy. Zobrazují místa, ze kterých byla odečítány hodnoty napětí do grafu při zatížení silami 17N a 25N. Je také patrný vliv oseointegrace na posuvy implantátu v kosti obr.10.27.

### 10.3 Vliv modulu pružnosti spongiózy a zatížení implantátu na posuvy spongiózy $U_z$

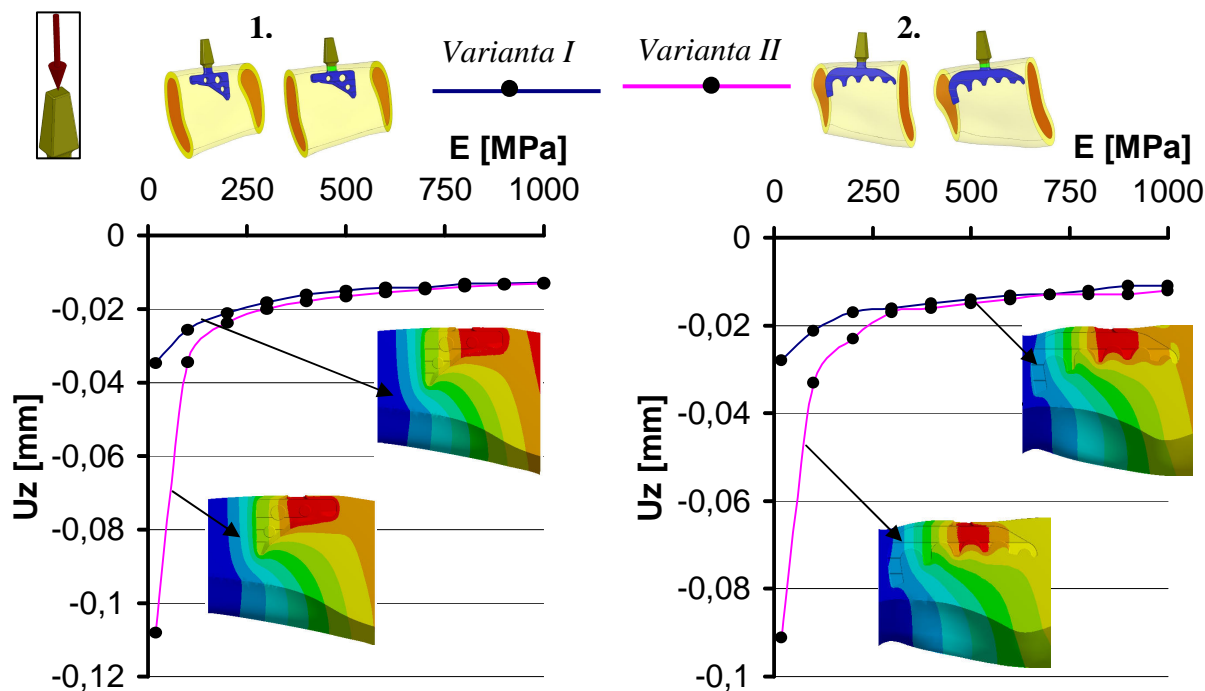
Grafy na obr.11.30 - obr.11.33 zobrazují závislost maximálního posuvu  $U_z$  spongiózy na velikosti modulu pružnosti spongiózní kosti. Grafy jsou vykresleny pro dvě varianty kontaktu, dva implantáty a čtyři druhy zatížení obr.10.1.



Obr. 10.30. Maximální posuvy  $U_z$  spongiózy při zatížení – 140N, 25N, 17N

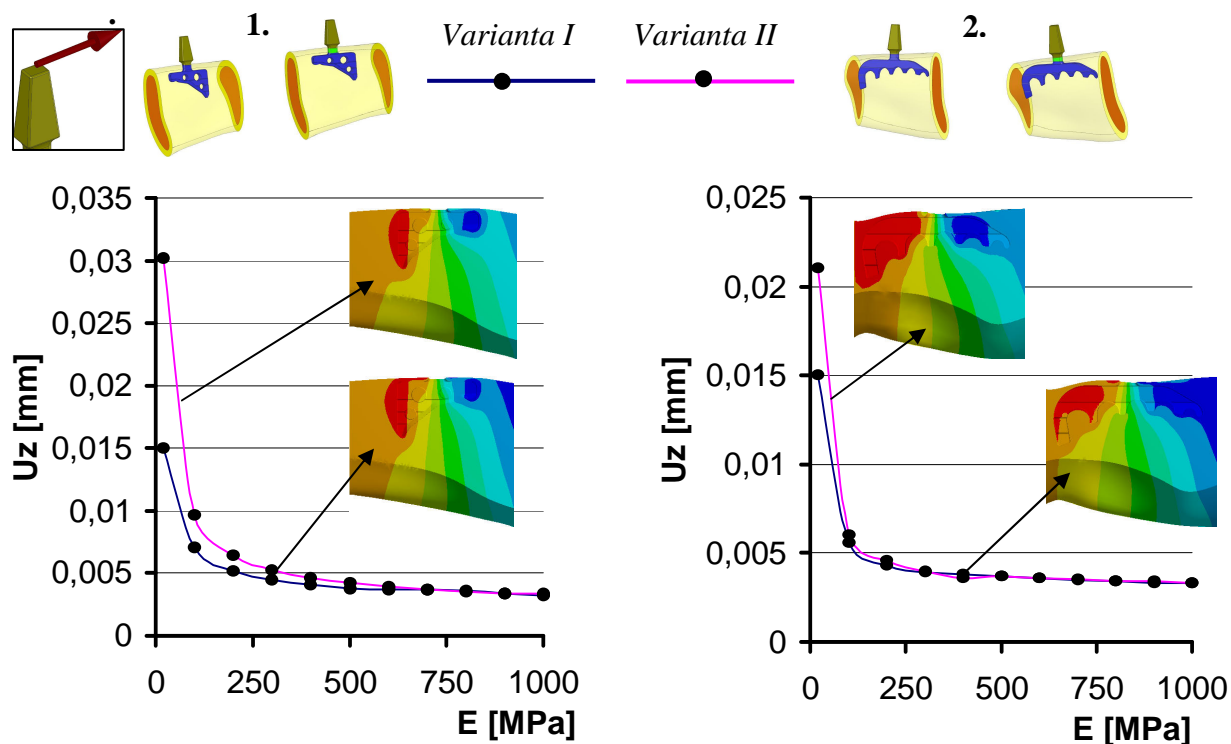
Závislost posuvů spongiózní kosti na jejím modulu pružnosti při zatížení třemi silami ukazuje obrázek 10.30. K značnému snížení posuvů dochází u prvního čepelkového implantátu v případě, že je modul spongiózní kosti vyšší jak 100 MPa. Při těchto hodnotách modulu pružnosti nejsou již posuvy  $U_z$  spongiózní tak výrazné. U druhého čepelkového implantátu je tomu podobně, ale k významnému poklesu posuvů dochází až u hodnoty 250 MPa modulu pružnosti spongiózy. Od této hodnoty modulu pružnosti jsou posuvy spongiózy o poznání menší.

Jednotlivý podíl složek zatěžovací síly na posuvech spongiózy ukazují následující obrázky 10.31 – 10.33. Na nich je vykreslena stejná závislost jako v předchozím případě.

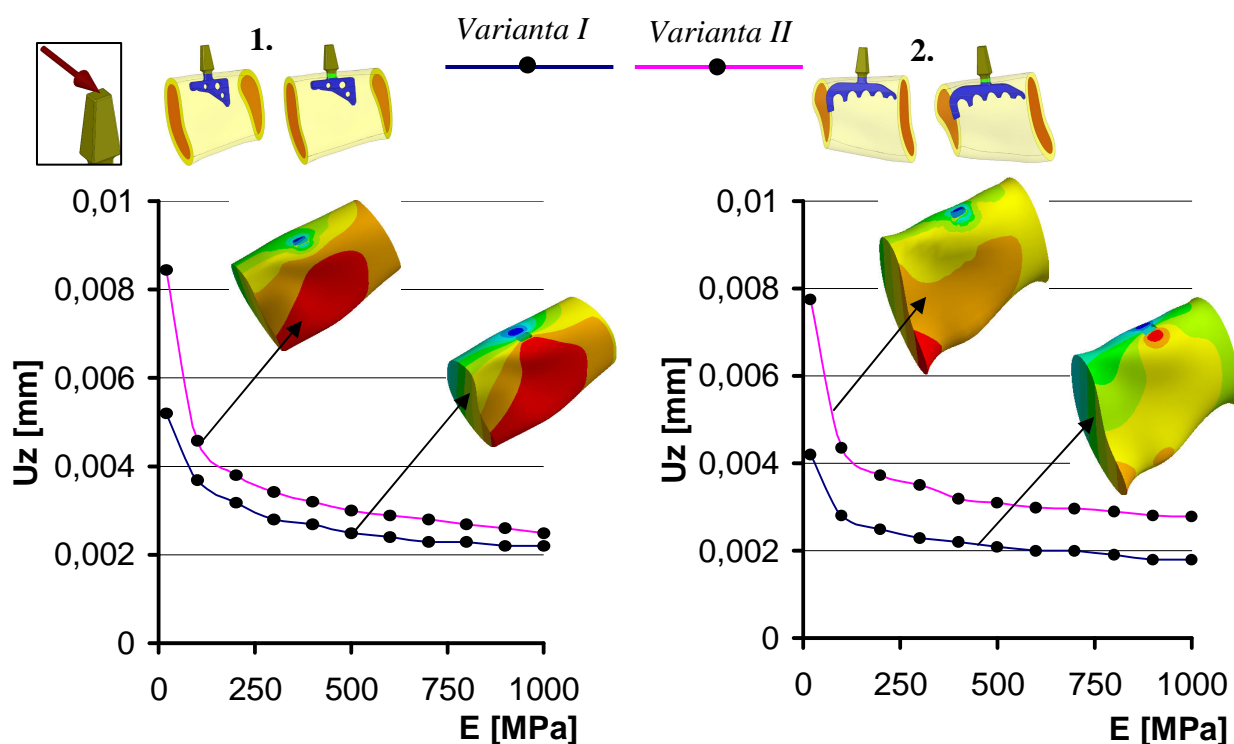


Obr. 10.31. Maximální posuvy  $U_z$  spongiózy při zatížení – 140N (kranio – kaudálním)

Z grafu na obrázku 10.31 vyplývá, že výsledné posuvy  $U_z$  jsou ve stejných řádech jako při zatěžování třemi silami. I závislost posuvu na modulu pružnosti má stejný průběh jako v předchozím případě.



Obr. 10.32. Maximální posuvy  $U_z$  spongiózy při zatížení – 25N (disto – mesiálním)



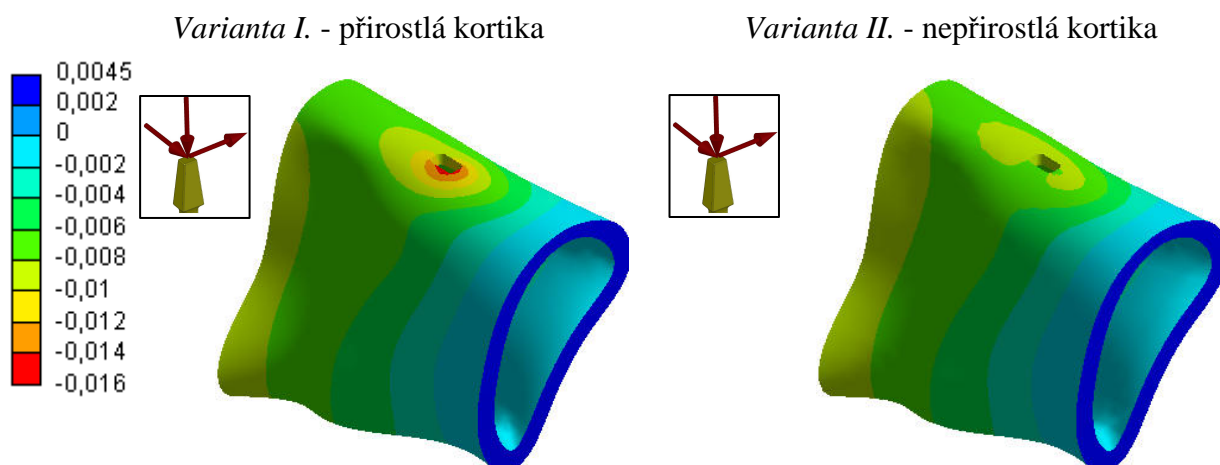
Obr. 10.33. Maximální posuvy  $U_z$  spongiózy při zatížení – 17N (vestibulo – orálním)

Při působení bočních sil obr.10.32, obr.10.33 jsou posuvy  $U_z$  v kladných hodnotách a je patrný opět rozdíl mezi variantou oseointegrace I a II. Bočních síly (25N, 17N) nemají na výsledné posuvy spongiózní kosti při zatížení třemi silami velký vliv.

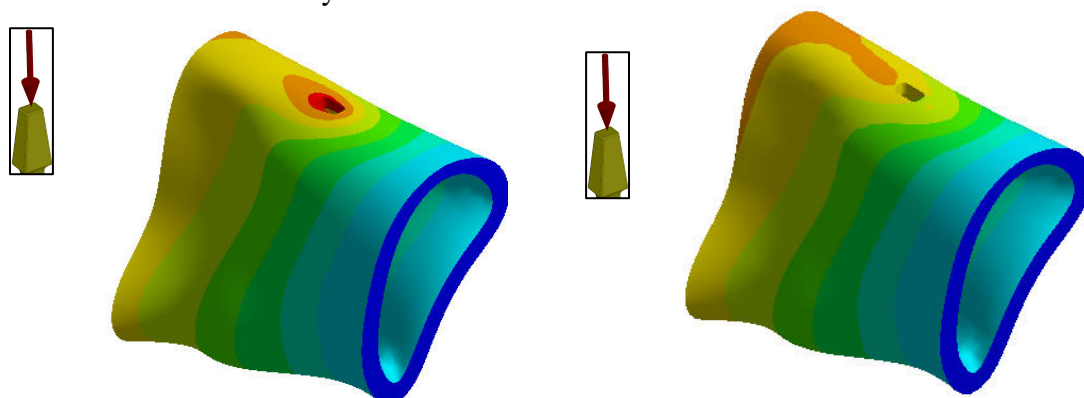
Z citlivostní analýzy vyplývá, že v oblasti se sníženou hodnotou spongiózní kosti jsou napětí a posuvy  $U_z$  podstatně rozdílné. Je zřejmé, že kolem hodnoty nad 400 MPa zůstávají nezměněny, kromě napětí  $S_1$  při variantě nepřirostlé kortiky v místě krčku tzn., že implantát je vhodný pro kvalitu spongiózní kosti, která má hodnotu modulu pružnosti v tahu vyšší než 400 MPa. Napětí s rostoucím modulem pružnosti v tahu  $E$  stále vzrůstá. Z uvedeného vyplývá, že je vhodné dát pozor v období po implantaci na průběh hojení než dojde k oseointegraci kortiky v místě krčku implantátu.

## 10.4 Posuvy kortikální kosti

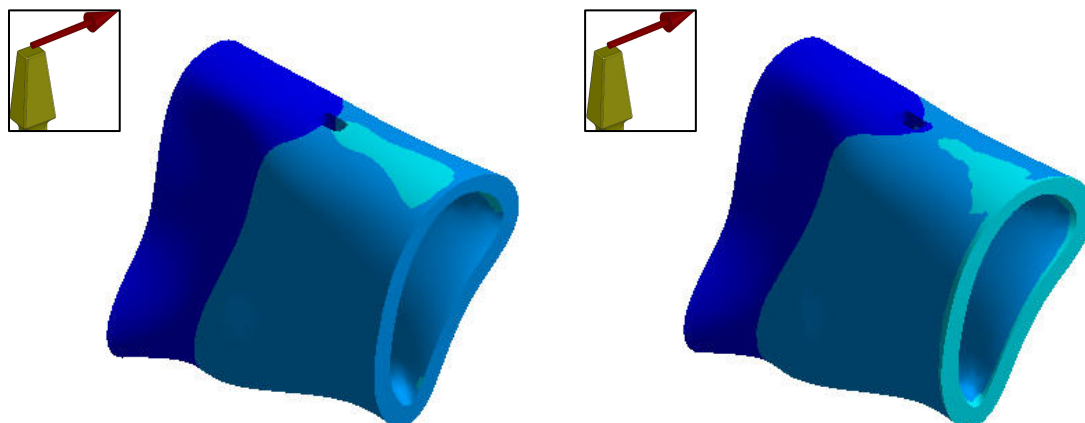
Na obr.10.34 – 10.37 jsou vykresleny posuvy kortikální kosti pro dvě varianty kontaktu a pro čtyři druhy zatížení. Všechny posuvy jsou vykresleny pro jednu barevnou škálu hodnot, aby bylo možno porovnat jak směr, tak i velikost sil ovlivňujících posuvy kortikální kosti. Opět je zřejmé, že největší vliv na výsledné posuvy  $U_z$  kortikální kosti má zatížení 140N.



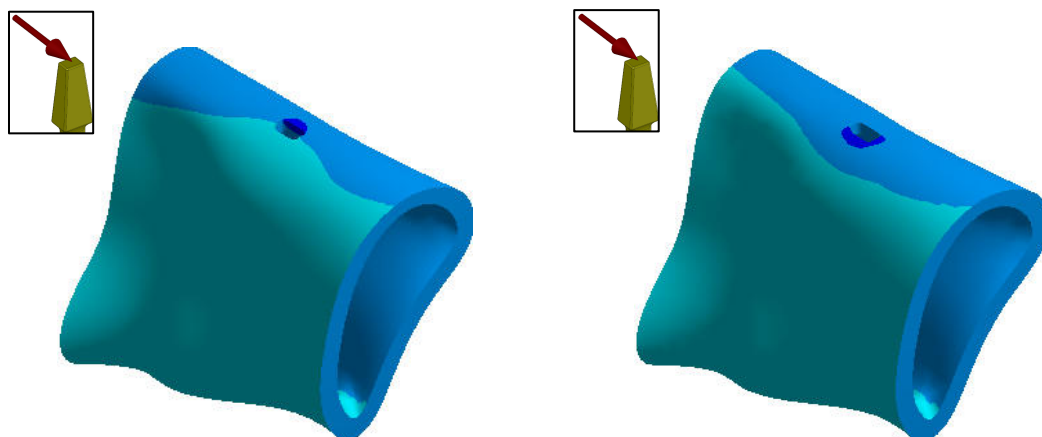
Obr. 10.34. Posuvy  $U_z$  kortikální kosti zatížení třemi silami



Obr. 10.35. Posuvy  $U_z$  kortikální kosti zatížení silou 140N



Obr. 10.36. Posuvy  $U_z$  kortikální kosti zatížení silou 25N

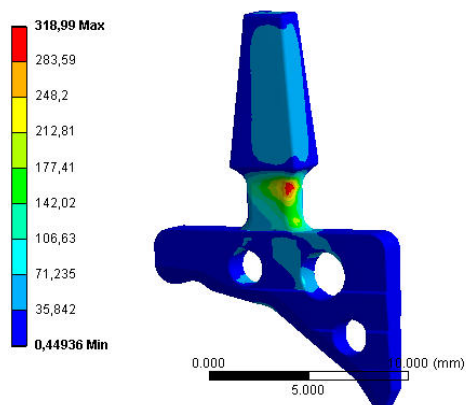


Obr. 10.37. Posuvy Uz kortikální kosti zatížení silou 17N

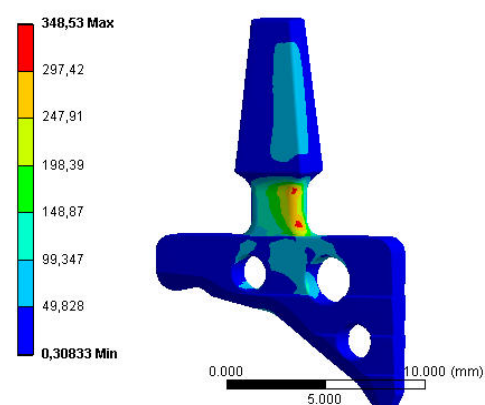
### 10.5 Redukované napětí implantátu

Z hlediska posouzení pružnosti byla věnována pozornost redukovanému napětí HMM. Na obr.10.38 – obr.10.45 je zobrazeno redukované napětí implantátů, kde byl implantát zatížen prostorově nesymetricky všemi silami a jednotlivými silami zvlášť (140 N, 25 N a 17 N), aby bylo možno posoudit, která síla nejvíce ovlivňuje výsledné redukované napětí.

Variantu I.- přirostlá kortika

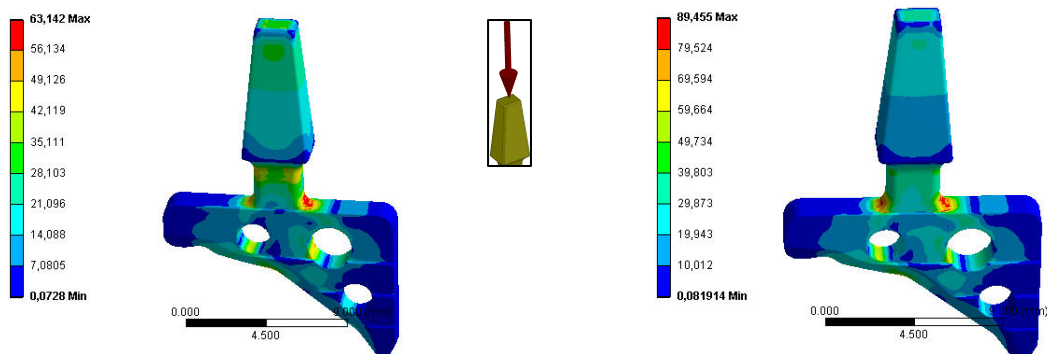


Variantu II.- nepřirostlá kortika

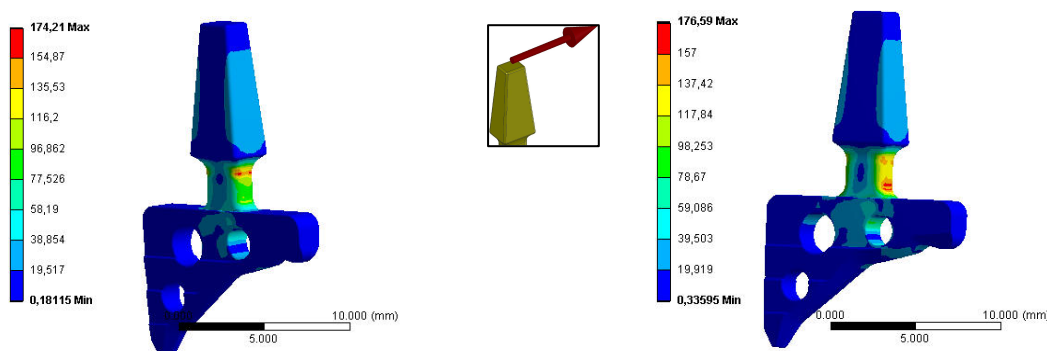


Obr. 10.38 Redukované napětí zatížení třemi silami (140N, 25N, 17N)





Obr. 10.39 Redukované napětí při zatížení 140N (*kranio – kaudálním*)

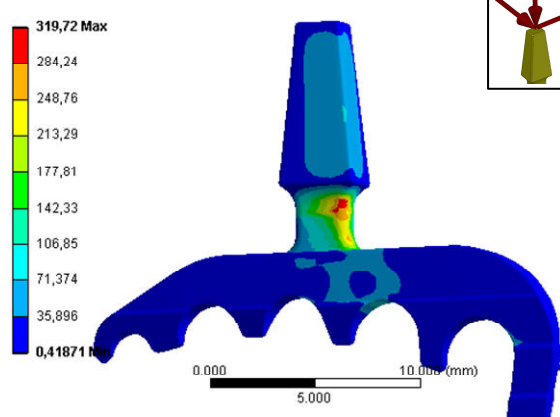


Obr. 10.40 Redukované napětí při zatížení 25N (*disto – mesiálním*)

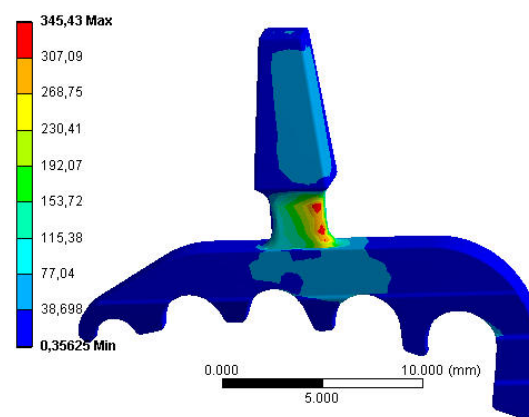


Obr. 10.41 Redukované napětí při zatížení 17N (*vestibulo – orálním*)

*Varianta I - Přirostlá kortika*

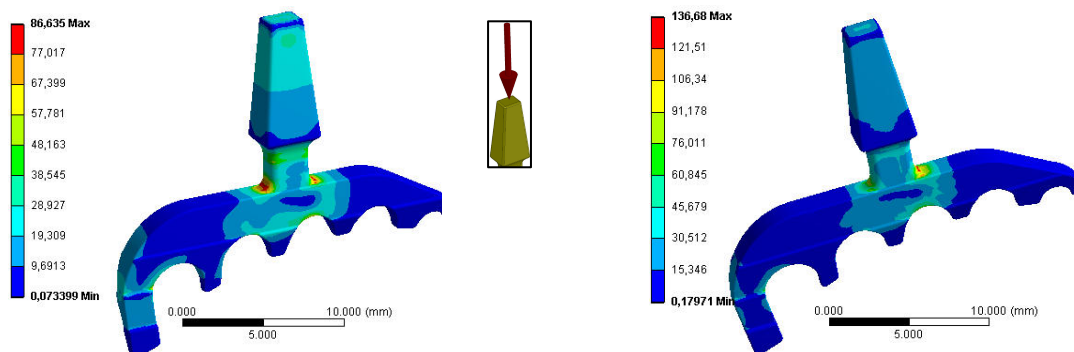


*Varianta II - Nepřirostlá kortika*

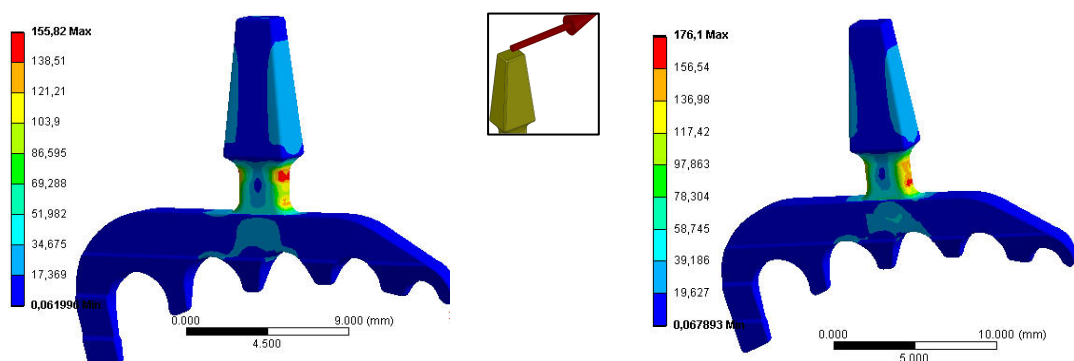


Obr. 10.42 Redukované napětí zatížení třemi silami (140N, 25N, 17N)

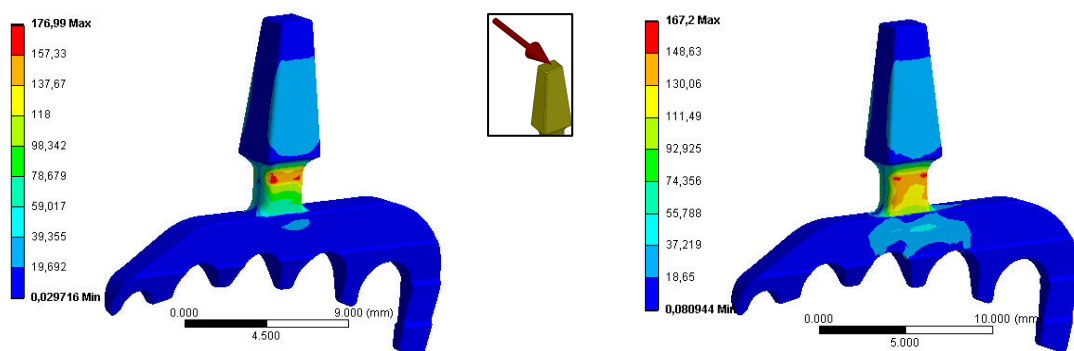




Obr. 10.43 Redukované napětí při zatížení 140N (*kranio – kaudálním*)



Obr. 10.44 Redukované napětí při zatížení 25N (*disto – mesiálním*)



Obr. 10.45 Redukované napětí při zatížení 17N (*vestibulo – orálním*)

Kritické místo implantátu je v oblasti krčku. Hodnota maximálního napětí v tomto místě je významně ovlivněna přechodem mezi krčkem a tělem, krčkem a pilířem. Vzhledem k tomu, že hodnota přechodového zaoblení odměřená z reálného implantátu není ze všech stran stejná a byla složité měřitelná, bylo řešení provedeno úpravou zaoblení  $R = 1 \text{ mm}$ .

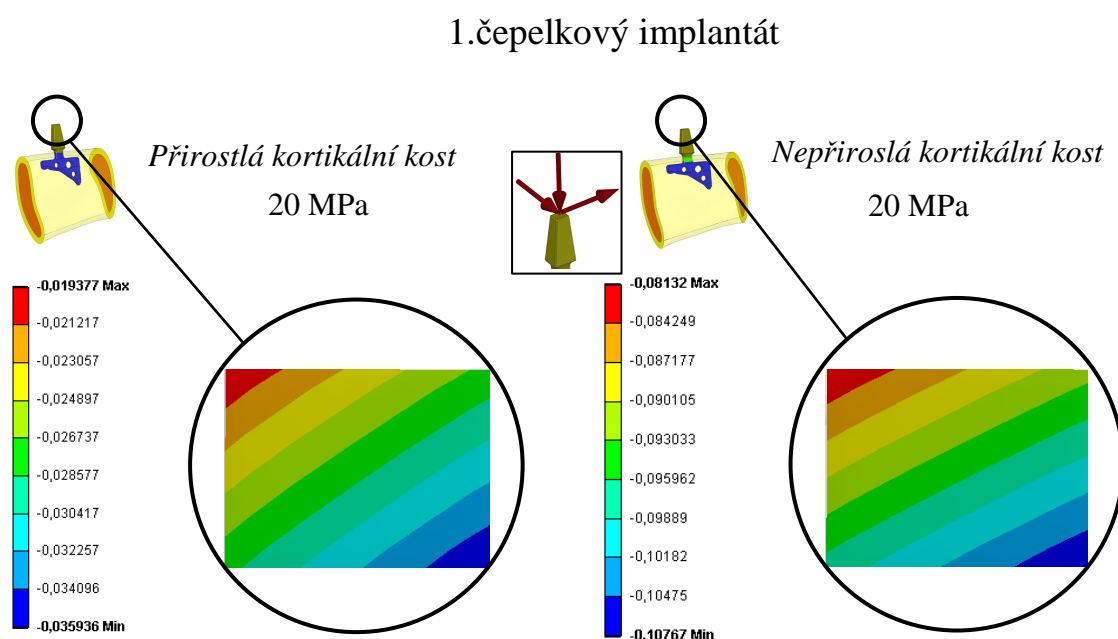
Hodnota redukovaného napětí je závislá na stupni oseointegrace po implantaci, kdy oseointegrace nenastala. Při srovnání obou variant obr.10.38 a 10.42 je rozdíl redukovaných napětí přibližně 7%. Maximální hodnota redukovaného napětí v oblasti krčku obou implantátů je přibližně 320 MPa (318,9 MPa, 319,7 MPa), při přirostlé kortice a při možnosti nepřirostlé kortiky je hodnota 350 MPa (348,53 MPa a 345,43 MPa). Tato hodnota je dosta-

tečně malá vzhledem k meznímu stavu pružnosti ( $R_e$ ) přibližně 900 MPa. Uvážíme-li cyklický charakter zatěžování implantátu, pak je vhodné udělat alespoň orientační posouzení z hlediska únavy materiálu. Jestliže uvážíme, že hodnota meze únavy pro symetrický střídavý cyklus u slitin titanu se pohybuje kolem 500MPa a připustíme-li možnost výskytu dynamické složky, při zatěžování zubu pak úroveň dosahuje hodnot meze únavy.

Velikost napětí výrazně ovlivní vhodná konstrukční úprava provedena na krčku implantátu, jejichž návrh a řešení napětí je v následující kap.10.7.

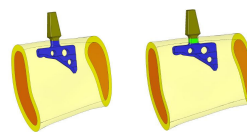
### 10.6 Posuvy horní plochy implantátu

Posuvy horní plochy implantátu byly vykresleny z důvodu tvarových odlišností obou implantátů a z důvodů jejich oseointegrace. Do Tab.10-1. a Tab.10-2 jsou zaneseny hodnoty posuvů  $U_z$  řešeny pro modul pružnosti spongiózy 20 a 400 MPa. Z hodnot v tabulce vyplývá, že při modulu pružnosti  $E$  spongiózní kosti 20 MPa při variantě nepřirostlé kortiky (varianta II) jsou posuvy značně vysoké a liší se od hodnot přirostlé kortiky (Varianta I). Při modulu pružnosti spongiózy 400 MPa se posuvy horní plochy implantátu téměř neliší u obou variant (I a II), a to i v případě proběhlé nebo neproběhlé oseointegrace na krčku implantátu. Pro názornost je uvedena pouze jedna varianta



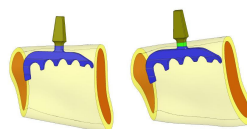
Obr. 10.46.Posuvy  $U_z$  horní plochy implantátu

Modul pružnos- ti spongiózy E [MPa]	1. Čepelkový implantát	
	Přirostlá kortika Posuvy Uz[mm]	Nepřirostlá kortika Posuvy Uz [mm]
20	-0,0359	-0,1076
400	-0,0224	-0,0264



Tab. 10-1. Posuvy Uz horní plochy implantátu

Modul pružnos- ti spongiózy E [MPa]	2. Čepelkový implantát	
	Přirostlá kortika Posuvy Uz [mm]	Nepřirostlá kortika Posuvy Uz [mm]
20	-0,0368	-0,0984
400	-0,0225	-0,0263

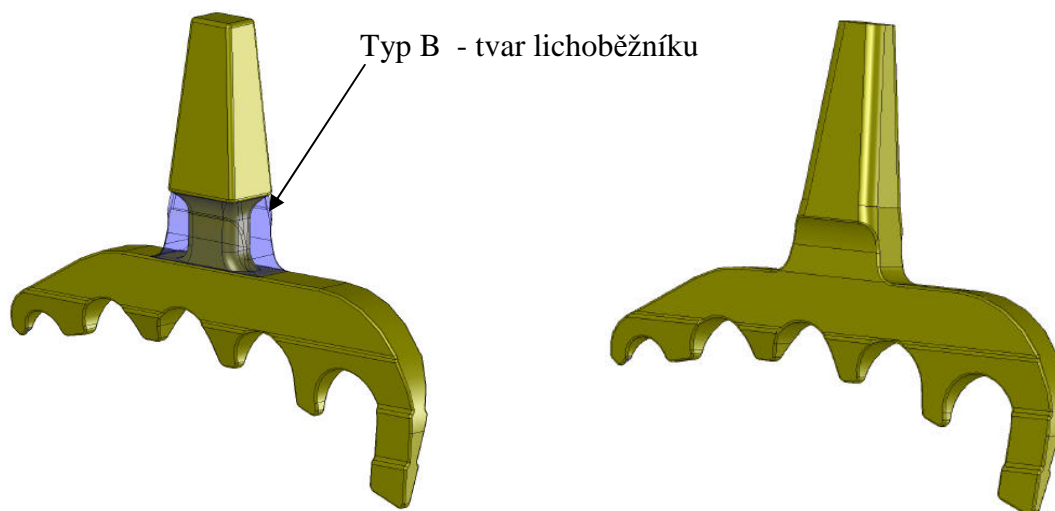


Tab. 10-2. Posuvy Uz horní plochy implantátu

## 10.7 Konstrukční úprava krčku implantátu

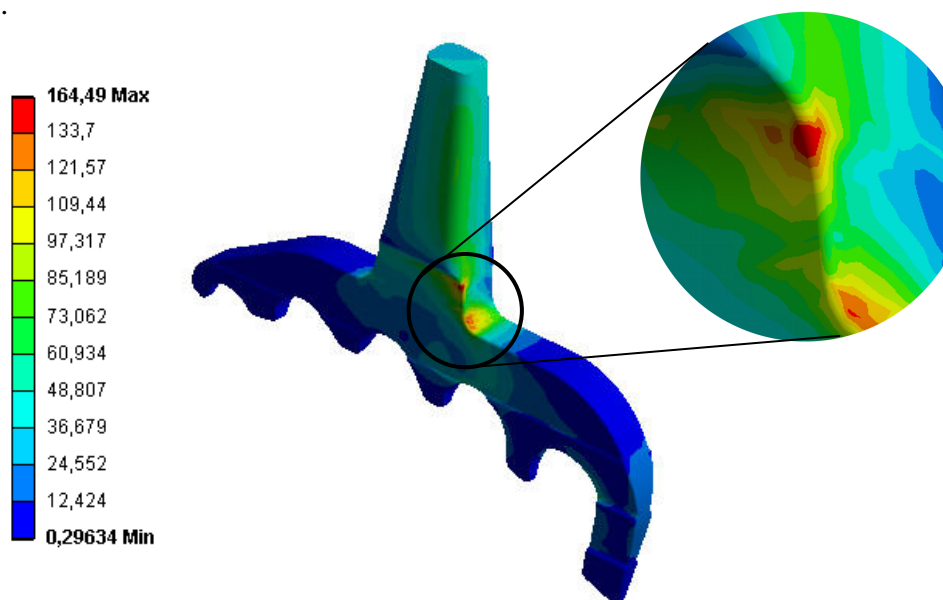
U obou typů implantátů vycházelo nebezpečné místo v oblasti krku v místě rádius u dříku viz obr. 10.38, 10.42. Pro klinickou praxi je vhodné snížit tato nebezpečná napětí. Toho je možné dosáhnout vhodnými konstrukčními úpravami např. odstranit koncentrátor napětí v místě krku. Volba materiálu s lepšími mechanickými vlastnostmi je spojena také s navýšením ceny již tak dosti drahého implantátu. Proto se jeví jako vhodnější provést konstrukční úpravy implantátu.

Na obrázku 10.47 je ukázána možnost vyztužení krčku implantátu odstraněním zaoblení, v němž vznikalo nebezpečné napětí [16]. V rámci této diplomové práce byla úprava provedena pouze pro jeden implantát při zachování původní geometrie a rozměrů spodní části.

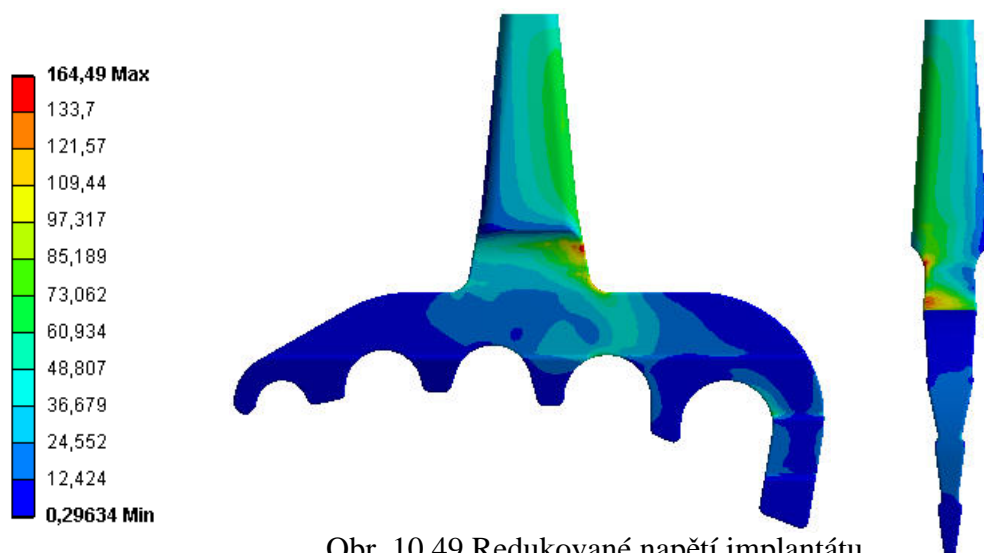


Obr. 10.47 Konstrukční řešení čepelkového implantátu - 2002 ORALTRONICS

Takto vytvořený implantát byl umístěn do stejné kosti jako před úpravou a zatížen třemi silami, při nichž vznikalo nejnebezpečnější napětí. Při realizaci výpočtu se volil stejný materiál jako u všech předešlých variant. Modul pružnosti spongiózní kosti má hodnotu 400 MPa. Z obr. 10.48, 10.49 je patrné, že poloha nebezpečného místa je ve stejné oblasti jako tomu bylo před úpravami. Hodnota maximálního redukovaného napětí byla takto snížena o 60%.



Obr. 10.48 Redukované napětí implantátu – detail



Obr. 10.49 Redukované napětí implantátu

## 11 Závěr

Cílem této diplomové práce byla deformační napěťová analýza části dolní čelisti se zubním implantátem MTI, zahrnující vliv koncentrace napětí v místě styku hran dentálního implantátu a kostní tkáně. Byl vytvořen geometrický model části dolní čelisti a zubní implantát typu MTI.

Řešeny byly dvě varianty oseointegrace kortikální kosti pro různé velikosti a směry zatížení pro oba implantáty. První variantou byla přirostlá kortikální kost ke krčku implantátu, druhá varianta představovala situaci, kdy při zavedení implantátu přirůstá nejprve spongiózní kost do mikronerovností implantátu.

V diplomové práci je detailně řešena napjatost ve spongiózní kosti v závislosti na kvalitě kosti. Na základě této analýzy je možné oba uvedené implantáty doporučit pro modul pružnosti spongiózní kosti od 250 MPa.

U obou typů implantátů vycházelo nebezpečné místo v oblasti krku v místě rádius, kdy výsledné napětí nejvíce ovlivňovaly postranní síly (25N, 17N). Hodnota redukovaného napětí je závislá na stupni oseointegraci po implantaci, kdy oseointegrace nenastala. Při srovnání obou variant je rozdíl redukovaných napětí přibližně 7%. Pro klinickou praxi je vhodné snížit tato nebezpečná napětí. Toho je možné dosáhnout vhodnými konstrukčními úpravami, odstraněním koncentrátoru napětí v místě krku. Kvalita výrobku musí být z tohoto hlediska kvalitní. Redukované napětí u lichoběžníkového tvaru (Typ – B) se snížilo přibližně o 60%.

V diplomové práci byly splněny cíle zadání a řešení bylo rozšířeno o návrh konstrukční úpravy krčku implantátu a analýzu a maximálních napětí ve spongiózní kosti v závislosti na její kvalitě.

## 12 Použitá literatura

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987, ISBN 80-7169-970-5
- [2] Sinělnikov, R. D.: Atlas anatomie člověka I, Avicenum, Praha, 1980
- [3] Adam, M. a kol.: Základy stomatologické propedeutiky, Avicenum, Praha, 1970
- [4] Olga Mrázková a Milan Doskočil.: Klinická anatomie pro stomatology, Alberta, Praha, 1994
- [5] Šimůnek A. a kol.: Dentální implantáty, Nucleus HK, 2001, ISBN -80-86225-15-1
- [6] Milan Dokládál : Anatomie zubu a chrupu, Masarykova univerzita Fakulta lékařská, Brno, 1994, ISBN 80-210-0999-3
- [7] [www.Bibus.cz/cz/?pg=vypis-produktuid=277](http://www.Bibus.cz/cz/?pg=vypis-produktuid=277)
- [8] Leonard I. Linkow.: Linkow implant dentistry today, Piccin 1990, ISBN 88-299-0739-1
- [9] MCAE SYSTEMS s.r.o. Brno. Czech Republic. *FDM TECHNOLOGIE*  
<http://www.mcae.cz/iecz.html>
- [10] Release 11.0 Documentation for ANSYS (nápověda programu ANSYS)
- [11] Valenta Jaroslav a kolektiv.: Biomechanika, Academia, Praha, 1985
- [12] <http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-nitrokostnich-dentalnich-im-plantatu>
- [13] Petráň M, Máca I.: Silové účinky mezi zuby při skusu, Sborník konference, Skelte 2000
- [14] Resorpce kosti u krčku implantátu v porovnání s matematickými modely. Stability of Bone Bed Crest of Loaded Implant – Comparison with Finite Element Models., Lucie Himmlová, Tomáš Goldmann, Alois Kácovský, ČVUT v Praze (2005)
- [15] Bücking Wolfram.: Dentální typy a triky, Berlín, Praha, Quintessenz, 2007, ISBN 978-80-86979-01-4
- [16] [http://www.oraltronics.org/pdfs/osteo\\_pk\\_e.pdf](http://www.oraltronics.org/pdfs/osteo_pk_e.pdf)